

Entwurf und Erzeugung neuartiger diffraktiver Optiken durch die Mikrostrukturierung von Kontaktlinsenoberflächen

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Ingenieurwissenschaften
(Dr.-Ing.)
der Technischen Fakultät
der Christian Albrechts Universität zu Kiel

Frank Spors

Kiel
2010

Berichtserstatter: Prof. Dr. Rainer Adlung

Tag der Fertigstellung: 7. April 2010

Tag der mündlichen Prüfung: 10. Juni 2010

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	8
1.1	ALLGEMEINES	8
1.2	KORREKTIONSMITTEL ZUM AUSGLEICH VON SEHFEHLERN	8
1.3	EIN FUNDAMENTAL NEUER ANSATZ FÜR KORREKTIONSMITTEL.....	10
1.4	DER AUFBAU DIESER ARBEIT	11
2	DAS MENSCHLICHE AUGE.....	12
2.1	DAS MENSCHLICHE AUGE AUS MATERIALWISSENSCHAFTLICHER SICHT.....	12
2.1.1	<i>Optische Eigenschaften</i>	12
2.1.2	<i>Biomechanische Eigenschaften</i>	13
2.2	DAS MENSCHLICHE AUGE AUS PHYSIOLOGISCH-ANATOMISCHER SICHT	15
2.2.1	<i>Hornhaut</i>	16
2.2.2	<i>Augenkammern</i>	18
2.2.3	<i>Regenbogenhaut und Ziliarkörper</i>	18
2.2.4	<i>Augenlinse</i>	18
2.2.5	<i>Glaskörper</i>	19
2.2.6	<i>Netzhaut</i>	20
2.2.7	<i>Aderhaut</i>	23
2.2.8	<i>Lederhaut</i>	23
2.2.9	<i>Bindehaut</i>	24
2.2.10	<i>Tränenorgane</i>	24
2.2.11	<i>Lider</i>	24
2.2.12	<i>Äußere Augenmuskeln</i>	25
2.3	MODELLE DES SEHVORGANGS	25
2.4	AUGENMODELLE	27
2.4.1	<i>Das Augenmodell nach Gullstrand</i>	27
2.4.2	<i>Das Augenmodell nach Navarro</i>	30
2.4.3	<i>Augenmodelle zur Darstellung der chromatischen Aberration</i>	31
3	OPTIK DES AUGES UND SEHEN.....	33
3.1	ABBILDUNGSEIGENSCHAFTEN DES MENSCHLICHEN AUGES	33
3.2	ABBILDUNGSFEHLER OPTISCHER SYSTEME	34
3.2.1	<i>Monochromatische Abbildungsfehler niedriger Ordnung</i>	34
3.2.2	<i>Monochromatische Abbildungsfehler höherer Ordnung</i>	37
3.2.3	<i>Polychromatische Abbildungsfehler</i>	42

3.3	BERECHNUNG UND BESTIMMUNG DER SEHLEISTUNG	44
3.4	GRENZEN DER SEHLEISTUNG	46
3.4.1	<i>Allgemeines</i>	46
3.4.2	<i>Wahrnehmung</i>	46
3.4.3	<i>Auflösungsvermögen</i>	46
3.4.4	<i>Lesevermögen</i>	48
3.4.5	<i>Noniensehschärfe</i>	49
3.4.6	<i>Gittersehschärfe</i>	50
3.5	WAHRNEHMUNG VON REIZEN IM GESICHTSFELD	52
3.5.1	<i>Die klassische Messung des Gesichtsfeldes</i>	52
3.5.2	<i>Periphere Erkennbarkeit von Sehzeichen und Fehlsichtigkeit</i>	52
3.5.3	<i>Einsatz von Photonensieben als fundamental neuer therapeutischer Ansatz</i>	55
4	BEUGUNG DES LICHTES UND DESSEN BEDEUTUNG FÜR DIE SEHLEISTUNG	57
4.1	ALLGEMEINES ZUR THEORIE DES LICHTES	57
4.1.1	<i>Wellentheorie</i>	57
4.1.2	<i>Teilchentheorie</i>	57
4.1.3	<i>Welle-Teilchen-Dualismus</i>	58
4.2	BEUGUNG DES LICHTES AN EINER KREISBLENDE	58
4.2.1	<i>Intensität des Beugungsbildes</i>	60
4.2.2	<i>Ausdehnung des Beugungsbildes</i>	61
4.3	DAS RAYLEIGH KRITERIUM.....	64
4.4	DAS DAWES KRITERIUM	66
5	SEHFEHLER	69
5.1	ALLGEMEINES	69
5.2	SEHFEHLER DES JUNGEN AUGES.....	70
5.2.1	<i>Kurzsichtigkeit (Myopie)</i>	70
5.2.2	<i>Übersichtigkeit (Hyperopie)</i>	74
5.2.3	<i>Astigmatismus</i>	74
5.3	SEHFEHLER DES GEALTERTEN AUGES.....	77
5.3.1	<i>Allgemeines</i>	77
5.3.2	<i>Besonderheiten der Presbyopie</i>	78
5.4	SEHFEHLER AUFGRUND VON AUGENERKRANKUNGEN.....	79
5.4.1	<i>Allgemeines</i>	79
5.4.2	<i>Myopia maligna</i>	80
5.4.3	<i>Keratokonus</i>	81

6	KONTAKTLINSEN ALS KORREKTIONSMITTEL ZUM AUSGLEICH VON SEHFEHLERN...	86
6.1	OPTISCHE GRUNDPRINZIPIEN: REFRAKTION.....	86
6.2	OPTISCHE GRUNDPRINZIPIEN: DIFFRAKTION.....	86
6.2.1	<i>Apodisationsoptik</i>	87
6.3	DISPERSION VON MATERIALIEN.....	88
6.4	KONTAKTLINSEN.....	89
6.4.1	<i>Allgemeines</i>	89
6.4.2	<i>Formstabile Kontaktlinsen</i>	90
6.4.3	<i>Einsatz von formstabilen Kontaktlinsen bei Presbyopie</i>	94
6.5	MESSUNG DER HORNHAUTTOPOGRAPHIE.....	97
6.5.1	<i>Keratometrie</i>	97
6.5.2	<i>Keratographie</i>	99
7	BETRACHTUNGEN ZUM EINSATZ VON DIFFRAKTIVEN OPTISCHEN ELEMENTEN ALS AUSGLEICH VON SEHFEHLERN	102
7.1	DAS HUYGENS-FRESNELSCHE PRINZIP.....	103
7.2	FRESNELSCHE ZONENPLATTE.....	107
7.2.1	<i>Allgemeines und Konstruktion</i>	107
7.2.2	<i>Phasen-Zonenplatte</i>	109
7.2.3	<i>Kinoform</i>	113
7.2.4	<i>Dispersion einer Zonenplatte</i>	114
7.3	DOE ZUR KORREKTION DER CHROMATISCHEN ABBERATION DES AUGES.....	116
7.4	DOE ALS KORREKTIONSMITTEL BEI PRESBYOPIE.....	118
7.5	DOE ALS HILFSMITTEL ZUR MYOPIEKONTROLLE.....	118
8	EINSATZ VON PHOTONENSIEBEN ALS FUNDAMENTAL NEUARTIGER ANSATZ ZUM AUSGLEICH VON SEHFEHLERN	120
8.1	PHOTONENSIEBTECHNOLOGIE.....	122
8.1.1	<i>Auflösungsgenauigkeit eines DOE</i>	124
8.2	APPLIKATION VON PHOTONENSIEBEN AUF KONTAKTLINSEN.....	126
9	ELEKTRONENSTRAHLLITHOGRAPHIE (ESL).....	129
9.1	ALLGEMEINES.....	129
9.2	PRINZIPIELLER AUFBAU EINES SYSTEMS ZUR ELEKTRONENSTRAHLLITHOGRAPHIE.....	130
9.3	VORTEILE UND NACHTEILE DER ELEKTRONENSTRAHLLITHOGRAPHIE.....	130
9.4	PROXIMITYEFFEKT.....	131
9.5	BESCHICHTUNGSTECHNOLOGIE.....	132

9.6	SPUTTERING	133
9.7	SPIN-COATING	133
9.8	SOFT BAKING	135
9.9	DEVELOPMENT	135
9.10	POST BAKING	135
9.11	ETCHING	136
9.12	LITHOGRAPHIESYSTEME	136
9.12.1	<i>Charakteristik eines TEM</i>	136
9.12.2	<i>Charakteristik eines REM</i>	137
9.12.3	<i>Elektronenkanone</i>	138
9.12.4	<i>Elektronenoptisches System</i>	139
9.12.5	<i>Detektor- und Bildverarbeitungssystem</i>	139
9.12.6	<i>Steuerung der Ablenkspulen</i>	140
9.12.7	<i>Ausblendeinrichtung für den Elektronenstrahl</i>	140
9.12.8	<i>CAD-System</i>	141
10	KONTAKTLINSEN MATERIALIEN	143
10.1	POLYMERE	143
10.2	MATERIALKOMPONENTEN	145
10.2.1	<i>Methylmethacrylat (MMA)</i>	145
10.2.2	<i>Methacrylsäure (MAS)</i>	145
10.2.3	<i>Fluorcarbon, Fluorkohlenstoff (F)</i>	146
10.2.4	<i>Silikon (Si)</i>	146
10.2.5	<i>N-Vinylpyrrolidon (NVP)</i>	146
10.2.6	<i>Butyl</i>	146
10.3	INDIVIDUELLE SAUERSTOFFDURCHLÄSSIGKEIT	147
10.4	BENETZBARKEIT	149
10.4.1	<i>Methode des stehenden Tropfens (Sessile drop)</i>	150
10.4.2	<i>Blasenmethode (Captive bubble)</i>	151
10.4.3	<i>Wilhelmy Platte</i>	151
10.5	BRECHUNGSINDEX	152
10.6	LICHTTRANSMISSION	152
10.7	POROSITÄT	153
10.8	QUELLVERHALTEN	153
10.9	WASSERAUFNAHME (HYDRATATION)	153
10.10	ELASTIZITÄT	154
10.11	MATERIALIEN FÜR FORMSTABILE KONTAKTLINSEN	154

10.11.1	<i>Polymethylmethacrylat (PMMA)</i>	154
10.11.2	<i>Cellulose-Acetat-Butyrat (CAB)</i>	155
10.11.3	<i>Silikon-MMA-Copolymer (SA)</i>	155
10.11.4	<i>Fluor-Silikon-MMA-Copolymer (FSA)</i>	156
10.11.5	<i>Fluorcarbon-Copolymere (FC)</i>	156
10.12	MATERIALIEN FÜR WEICHE KONTAKTLINSEN	156
10.12.1	<i>HEMA-Homopolymere</i>	156
10.12.2	<i>HEMA-Copolymere</i>	157
10.12.3	<i>HEMA-freie Copolymere</i>	158
10.12.4	<i>Wasserfreie Materialien, Silikonkautschuk</i>	158
10.12.5	<i>Silikon-Hydrogele</i>	159
11	BERECHNUNG VON NEUARTIGEN DOE AUF KONTAKTLINSEN	161
11.1	ALLGEMEINES ZU KALKULATION UND DESIGN	162
11.2	BERECHNUNG EINES REFERENZDESIGNS ZUR PRESBYOPIEKORREKTION	163
11.3	BERECHNUNG ABGESTUFTER BASISDESIGNS ZUR PRESBYOPIEKORREKTION	164
11.4	AUSWIRKUNG DER PUPILLENFORM AUF DIE OPTISCHE ABBILDUNG	166
11.4.1	<i>Kontinuität der optischen Abbildung</i>	170
11.4.2	<i>Erforderliche Genauigkeit der optischen Abbildung</i>	170
11.4.3	<i>Das Nyquist-Shannon-Theorem</i>	171
11.4.4	<i>Aliasing des visuellen Systems</i>	173
11.5	BERECHNUNG ZWEIER DESIGNS ZUR MYOPIEKONTROLLE	175
11.5.1	<i>Design zur akkommodativen Unterstützung</i>	175
11.5.2	<i>Design zur ausschließlichen Änderung der peripheren Abbildung</i>	176
11.6	BERECHNUNG EINES DESIGNS ZUR ANWENDUNG BEI KERATOKONUS	179
11.7	SPEZIELLE KONSTRUKTION EINES DESIGNS ZUR FERTIGUNG MIT DEM FEI HELIOS INSTRUMENT	182
11.8	KONSTRUKTION EINER WELLENLÄNGENOPTIMIERTEN ZONENPLATTE ZUR FERTIGUNG MIT DEM FEI HELIOS INSTRUMENT	184
12	EXPERIMENTELLE FERTIGUNG VON NEUARTIGEN DOE AUF KONTAKTLINSEN	187
12.1	OBERFLÄCHENANALYSE DER KONTAKTLINSEN MIT DEM AFM	187
12.2	ANFERTIGUNG VON PHOTOGRAPHISCHEN FILMEN ALS MASKE FÜR UV-LITHOGRAPHIE	188
12.3	ERZEUGUNG VON DOE MITTELS ESL AUF FLACHEN SUBSTRATEN UND KONTAKTLINSEN	190
12.3.1	<i>Erstellung eines Maskendesigns</i>	191
12.3.2	<i>Beschichtung des Substrates mit einer Goldschicht</i>	192
12.3.3	<i>Beschichtung des Substrates mit Chrom</i>	193
12.3.4	<i>Beschichtung des Substrates mit einem Photoresist</i>	194

12.3.5	<i>Soft Baking</i>	196
12.3.6	<i>Schreiben der Struktur mittels Elektronenstrahlolithographie</i>	197
12.3.7	<i>Entwicklung</i>	199
12.3.8	<i>Post Baking</i>	200
12.3.9	<i>Etching (Ätzvorgang)</i>	200
12.3.10	<i>Entfernung des Photolacks</i>	201
12.3.11	<i>Qualität der gefertigten DOE</i>	201
12.4	APPLIKATION DIFFRAKTIVER ELEMENTE AUF KONTAKTLINSEN MITTELS TAMPONDRUCK	205
12.5	AUSWERTUNG OPTISCHER EIGENSCHAFTEN	207
12.5.1	<i>Parameter der geprüften Kontaktlinsen</i>	207
12.5.2	<i>Aufbau der optischen Messstrecke</i>	210
12.6	DISKUSSION DER ERGEBNISSE UND ZUSAMMENFASSUNG	216
12.6.1	<i>Zur Auswertung optischer Eigenschaften</i>	216
12.6.2	<i>Fertigungstechnische Besonderheiten</i>	216
12.6.3	<i>Vergleich und Bewertung der Verfahren</i>	217
13	AUSBLICK FÜR WEITERE ANWENDUNGEN	219
13.1	ANWENDUNG ALS NEGATIVMASKE FÜR DAS PRESS-SCHMELZEN FORMSTABILER KONTAKTLINSEN 219	
13.1.1	<i>Verfügbare Technologie</i>	219
13.1.2	<i>Neue Technologie</i>	220
13.2	ANWENDUNG ALS NEGATIVMASKE FÜR DAS HERSTELLEN WEICHER KONTAKTLINSEN MIT DEM FORMGIEß-VERFAHREN	221
13.2.1	<i>Verfügbare Technologie</i>	221
13.2.2	<i>Neue Technologie</i>	221
14	ANHANG: WEITERE ABBILDUNGEN ZUR BERECHNUNG, FERTIGUNG UND KONTROLLE DER DOE	223
14.1	ABBILDUNGEN AUS VERSCHIEDENEN FERTIGUNGSSTUFEN.....	223
14.2	ABBILDUNGEN DER OPTISCHEN MESSSTRECKE	226
14.3	ABBILDUNG MS EXCEL ARBEITSBLATT ZUR KALKULATION DER DOE	227
15	DANKSAGUNGEN.....	228
16	LITERATURVERZEICHNIS	230

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Die menschlichen Sinne bieten die Möglichkeit, Umwelteinflüsse wahrzunehmen. Einer dieser Sinne ist der Sehsinn, der dem Menschen die Möglichkeit gibt, die Umwelt visuell wahrzunehmen, sich darin zu orientieren und darauf zu reagieren. Der Sehvorgang ist sehr komplex. Die Verarbeitung einer bildlichen Information beginnt im Auge, über die Netzhaut, den Sehnerv und die Sehbahnen zu verschiedenen Bereichen des Gehirns. Eine sehr wichtige Voraussetzung für ein optimales Sehen ist die Qualität der optischen Abbildung innerhalb des Auges. Das Auge selbst setzt sich aus verschiedenen Komponenten zusammen, die sehr komplexe Aufgaben übernehmen. Einigen dieser Komponenten kommen abbildende Eigenschaften zu, so dass das Auge vereinfacht ausgedrückt wie eine Kamera betrachtet werden kann, deren optische Komponenten für eine Bildentstehung auf dem lichtempfindlichen Augenhintergrund sorgen. Die für die Fokussierung der Abbildung hauptsächlich verantwortlichen Elemente sind die Hornhaut und die Augenlinse. Aufgrund des großen Brechzahlunterschiedes zwischen der Hornhaut und der umgebenden Luft kommt der Hornhaut mit durchschnittlich 78% der Hauptanteil an der Brechung des Lichtes zu.

1.2 Korrektionsmittel zum Ausgleich von Sehfehlern

Die Abbildungsqualität des menschlichen Auges variiert zum einen innerhalb der Bevölkerung und zum anderen im Verlauf des Lebens eines einzelnen Individuums. Wird sie in Form von Fehlsichtigkeiten gemindert, kommen als Korrektionsmöglichkeiten Brillengläser, Kontaktlinsen, Linsenimplantate oder refraktiv-chirurgische Maßnahmen in Betracht. Mit Ausnahme eines kleinen Bereiches der Linsenimplantate basieren alle Verfahren darauf, die refraktiven Eigenschaften zu ändern. Das wird im Prinzip durch eine Änderung entsprechender Krümmungsradien erreicht und hat somit direkten Einfluss auf die dioptrischen Eigenschaften des Systems Auge und Korrektionsmittel. Einen recht begrenzten Einfluss hat die Wahl des Materials, wobei die Gesamtbrechkraft über den

refraktiven Index beeinflusst werden kann.

Ebenso kommen bisher keine Mikrostrukturierungstechniken zum Einsatz, wie sie aus der Halbleiterindustrie bekannt sind. Kontaktlinsen sind in ihren Abbildungseigenschaften zwar bereits in multifokalen Ausführungen lieferbar, jedoch ist der Anpasserfolg sehr unsicher. Unter anderem, weil die unterschiedlichen Optiken über verschiedene brechende Flächen vor der verhältnismäßig kleinen Augenpupille realisiert werden müssen. Die von monofokalen Kontaktlinsen bekannte gute Abbildungsqualität verschlechtert sich dadurch erheblich. Dieser Nachteil kann mithilfe diffraktiver optischer Elemente ausgeglichen werden, da hier auf Grund der Beugung eine relative Pupillendurchmesser-Unabhängigkeit vorhanden ist.

Brillengläser werden wie auch Kontaktlinsen in den meisten Fällen für den Ausgleich der Fehlsichtigkeit für eine bestimmte Referenzentfernung berechnet. Bei Kurzsichtigkeit werden Brillengläser mit negativer und bei Übersichtigkeit werden Brillengläser mit positiver Brechkraft verwendet. Im Falle von Astigmatismus kommen torische Brillengläser zum Einsatz, die astigmatisch abbildende Eigenschaften haben und den Fehler des Auges somit in Grenzen inhibieren können. Schwieriger wird die Korrektur mit Brillengläsern, wenn das Sehsystem unterschiedliche Brechkraft in verschiedenen Entfernungen benötigt. Das ist beim Vorhandensein von Alterssichtigkeit (Presbyopie) der Fall. Es betrifft einen großen Teil der Bevölkerung, da nahezu jeder Mensch ab einem Alter von über 45 Jahren davon betroffen ist. Die dann verwendeten Brillengläser sind für mehrere Referenzentfernungen berechnet. Im Falle von Mehrstärkengläsern kommen bifokale, trifokale oder progressiv-multifokale Geometrien zum Einsatz. Der Nachteil dieser Brillengläser liegt in der Beschränkung der Zone des deutlichen Sehens für jede Entfernung. Sie funktionieren nur hinreichend genau, wenn das Auge sukzessiv die erforderlichen vertikalen Blickbewegungen ausführt.

Der Ausgleich irregulärer Fehlsichtigkeiten, wie zum Beispiel Keratokonus, bei dem die optische Störung durch eine unregelmäßige Deformation der Hornhaut entsteht, ist mit Brillengläsern prinzipiell nicht möglich.

Werden Kontaktlinsen verwendet, sind zusätzlich zur Korrektur der normalen Sehfehler des Auges sowohl der Ausgleich von irregulären Fehlsichtigkeiten als auch der Ausgleich der Presbyopie mit simultanen Bilddarbietungen möglich.

Alle derzeit verfügbaren Kontaktlinsen arbeiten dabei mit rein refraktiven Flächen. Sind komplexe Optiken erforderlich, stellt dies eine Einschränkung der

Fertigungsparameter dar. Im Falle von Versorgungen bei Presbyopie funktionieren viele Designs schlicht und einfach nicht.

Diffraaktive Optiken sind derzeit nicht in Verwendung. Versuche, Kontaktlinsen mit diffraktiven Strukturen am Markt zu etablieren sind in den 1980er Jahren gescheitert. Das große Problem war seinerzeit die erhebliche Kontrastminderung und eine unzureichende Abbildungsqualität. Dies steht primär im Zusammenhang mit den damals zur Verfügung stehenden Berechnungs- und Fertigungstechniken.

Mittlerweile sind diese aber optimiert worden. Die Verfügbarkeit von Intraokularlinsen mit diffraktiven optischen Elementen ist ein Beleg dafür.

1.3 Ein fundamental neuer Ansatz für Korrektionsmittel

Ein fundamental neuer Ansatz ist, die von Kipp et al entwickelte Photonensiebtechnologie⁵⁸ für die Anwendung als Korrektionsystem nutzbar zu machen. Da sich die Technik bei Abbildungen im Bereich der Röntgenstrahlung als optisch überlegen herausgestellt hat, liegt der Gedanke nahe, dass die auch unter normalen Bedingungen im polychromatischen Tageslicht der Fall ist.

Die vorliegende Arbeit untersucht die Möglichkeiten zur Herstellung von diffraktiven optischen Elementen, Fresnelsche Zonenplatten und Photonensiebe, zum Ausgleich von Sehfehlern des menschlichen Auges. Dabei wird beschrieben, inwieweit sich die Elektronenstrahlolithographie zur Applikation dieser Optiken auf entsprechende Trägermedien eignet. Da formstabile Kontaktlinsen eine besonders gute und sichere Anwendung am menschlichen Auge ermöglichen, wurden diese als Testmedien verwendet. Diese Kombination stellt ein Novum dar.

Diese Arbeit verbindet die Anwendung von Dünnschicht- und Lithographietechniken mit der Berechnung neuer physikalisch-optischer Zonenplatten- und Photonensiebtechnologie im Zusammenspiel mit physiologisch-optischen Parametern des menschlichen Auges und somit die Gebiete Materialwissenschaft, Physik und Optometrie.

1.4 Der Aufbau dieser Arbeit

Die vorliegende Arbeit gliedert sich in drei große Teile.

Im ersten Teil werden die anatomischen und physiologischen Zusammenhänge des komplexen visuellen Systems betrachtet.

Der zweite Teil befasst sich mit den physikalisch-optischen Ableitungen von Korrektionsmitteln und fertigungstechnischen Besonderheiten der Elektronenstrahlolithographie.

Der dritte Teil ist der Kernteil der Arbeit und befasst sich mit Berechnungen diffraktiver optischer Elemente, der experimentellen Fertigung dieser auf flachen Substraten und formstabilen Kontaktlinsen mittels Elektronenstrahlolithographie, sowie der Bewertung der optischen Eigenschaften der somit erzeugten optischen Systeme. Zur Berechnung werden realistische Daten und Anforderungen des menschlichen Sehsystems verwendet. Die experimentelle Fertigung diffraktiver optischer Elemente, insbesondere die Schreibfeldgröße, wurde maßgeblich durch die technische Ausstattung zur Durchführung der Elektronenstrahlolithographie bestimmt. Daher wurde die Berechnung der Größe und optischen Parameter der applizierten Zonenplatten- und Photonensiebstrukturen diesen Gegebenheiten angepasst. Geeignete Beschichtungsmaterialien wurden in Form von Chrom, für flache Substrate, sowie Gold, für Kontaktlinsen, angewendet. Einige fertigungstechnische Probleme, wie die Oberflächenaufladung der Kontaktlinsen, mussten überwunden werden. Zur Aufnahme der Kontaktlinsen wurde ein spezieller Probenhalter konstruiert und eingesetzt. Alternativ werden ebenfalls die UV-Lithographie und die Applikation von Lack mittels Tampondruck als Verfahren zur Erzeugung diffraktiver optischer Elemente auf ihre Eignung hin betrachtet.

Abgeschlossen wird diese Arbeit mit der Diskussion der Ergebnisse und dem Ausblick für eine Anwendung der Elektronenstrahlolithographie zur Herstellung von Muttermasken für die vergleichsweise schnelle und preisgünstige Herstellung von multifokalen formstabilen Kontaktlinsen im Pressschmelzverfahren und Weichlinsen im Cast-Moulding Verfahren, bzw. mit der Light-Stream-Technologie.

2 Das menschliche Auge

2.1 Das menschliche Auge aus materialwissenschaftlicher Sicht

Während das menschliche Auge aus medizinischer Sicht intensiv erforscht ist und wird, ergeben sich immer wieder neue Fragestellungen, die auf die Erforschung der Ursache einer bestimmten Erkrankung oder eines bestimmten Zustandes abzielen. In jüngster Zeit rücken materialwissenschaftliche Modelle stärker in dieses medizinische Feld vor. Neue Berechnungsmöglichkeiten und gute Computersimulationstechnik helfen dabei, neue Erkenntnisse zu Erscheinungen wie dem Glaukom, der Kurzsichtigkeit, der Alterssichtigkeit usw. zu erhalten. Dabei können wertvolle Ansätze für präventive Maßnahmen und Therapien abgeleitet werden. Aus materialwissenschaftlicher Sicht ergeben sich damit mindestens zwei große Tätigkeitsfelder rund um das menschliche Auge. Dies sind die optischen Eigenschaften und die biomechanischen Eigenschaften.

2.1.1 Optische Eigenschaften

Von besonderem Interesse sind die materialspezifischen Parameter, die für die optischen Eigenschaften des Auges von Bedeutung sind. Während die Kollagenfibrillen der Hornhaut eine sehr geordnete kreuzförmige Anordnung besitzen, ist das in der Lederhaut nicht der Fall. In der Konsequenz ist die Hornhaut transparent die Lederhaut ist das nicht. Die Lederhaut ist durchscheinend. Für ein gutes Sehen ist aber eine vollständige Blockade unerwünschten Lichteinfalls notwendig. Daher sind die Gewebe der Regenbogenhaut und des retinalen Pigmentepithels Membran mit einer starken Pigmentierung versehen. Das verhindert das Einfallen diffusen Lichtes aus Regionen von Geweben außerhalb der Eintrittspupille des Auges und das Auftreten von Streulicht innerhalb des Auges. Die oberflächliche Schicht der Hornhaut, das Epithel, hat darüber hinaus eine sehr schnelle Zellerneuerungsrate. Die komplette Zellschicht ist in 7 Tagen erneuert. Im Falle von Verletzungen ist so sichergestellt, dass nach kurzer Zeit die für eine gute Optik ursprüngliche Glätte und Transparenz wieder hergestellt ist. Über die

zwischen Lederhaut und Bruchscher Membran liegende Aderhaut wird das Auge nicht nur mit Nährstoffen versorgt, sondern auch gekühlt. Im Vergleich mit einer Digitalkamera arbeitet die Netzhaut des Auges wie ein CCD-Chip mit ortsabhängiger Auflösungsgenauigkeit. Die Auffangebene ist dabei, anders als bei einer Kamera, gekrümmt und somit an die optischen Gegebenheiten der abbildenden Hornhaut und Augenlinse optimal angepasst. Das System arbeitet quasi wie ein Weitwinkelobjektiv mit einem Sehwinkel von über 180°. Über die Netzhautelemente findet mittels Ganglienzellen und Sehnerv eine Signalübertragung zum Gehirn statt. Bereits auf Ebene der Netzhaut erfolgt dabei aber eine Filterung des Ursprungssignals, da die Netzhaut über etwa 116 Millionen Photorezeptoren aber nur über 1 Million Ganglienzellen, zum Transport der Information, verfügt. Es wird vermutet, dass vom Sehsystem eine Hoch- und Tiefpassfilterung des Signals mittels Fourieranalyse durchgeführt wird. Das hochpassgefilterte Signal enthält dabei die Informationen über Kanten, also Objektdetails. Das tiefpassgefilterte Signal enthält dabei Informationen über Helligkeiten. Offensichtlich wird in den höheren Sehzentren des Gehirns ein Erkennen des Originalbildes durch Fouriersynthese der Basisinformationen erreicht.

2.1.2 Biomechanische Eigenschaften

Die biomechanischen Eigenschaften von biologischen Geweben im menschlichen Auge sind durch eine heterogene Zusammensetzung von verschiedenen Konstituierenden charakterisiert. Diese Gewebe können sehr große elastische Verformungen erfahren. Das Bindegewebe des menschlichen Auges stellt eine schalenartige Struktur dar, wobei die physikalischen Materialrichtungen einem krummlinigen Verlauf folgen.

Organisierte kollagene Fibrillen formen faserartige Netzwerke, die stark anisotrope und nichtlineare Materialeigenschaften in das Bindegewebe des Auges einbringen.⁴⁰

Um zuverlässige biomechanische Simulationen des menschlichen Auges durchführen zu können, werden in neueren Forschungsprojekten mikrostrukturell motivierte Materialformulierungen für wellenartige kollagene Fibrillen angewendet. Diese basieren auf der Beobachtung, dass kollagene Fibrillen in einem unbelasteten Zustand in eine dreidimensionale Form wellen, sofern sie in eine weiche Matrix eingebettet sind. Die Herleitung des Modells erfolgt dabei aus der nicht-linearen

Kraft-Dehnungsbeziehung einer dehnbaren Feder, die die Form einer Helix hat, unter Berücksichtigung der totalen Streckung der Feder als Grenzzustand. Das Helixfedermodell wird dabei in ein inkompressibles Schalenmodell finites Schalenmodell eingebettet, das eine statistische Verteilung der Richtung der kollagenen Fibrillen im Kontinuum berücksichtigt.⁴⁰

Aus materialwissenschaftlicher Sicht sind die Zusammensetzung des Bindegewebes der äußeren Augenhülle und der für jedes spezifische Gewebe vorhandene Elastizitätsmodul von Interesse. Es ist bekannt, dass organisierte Kollagenfasern fibröse Netzwerke bilden. Deren dreidimensionale Architektur unterscheidet sich deutlich in der menschlichen Hornhaut und der Lederhaut. Die Kollagenfasern der Hornhaut haben einen einheitlichen Durchmesser von 25 bis 33 nm.⁶⁰ Innerhalb des Hornhautstromas, die der Hornhaut im Wesentlichen ihre Stabilität verleiht, sind die Fasern in Lamellenform angeordnet. Es gibt etwa 300 bis 500 Lamellen über die Dicke der Hornhaut und jede solche Lamelle besteht aus gleichförmigen Kollagenfasern, die parallel angeordnet sind. Die Lamellen wiederum sind in zwei bevorzugten Richtungen angeordnet, superior-inferior (vertikal) und nasal-temporal (horizontal).⁷⁷

Die Kollagenfasern der Lederhaut haben sehr unterschiedliche Durchmesser. Dieser variiert von 25 bis 230 nm.⁷²⁻⁷³ Die Fasern formen Bündel, die wesentlich komplexer und ungeordneter miteinander verwoben sind als in der Hornhaut. Ein Muster lässt sich dennoch erkennen. Während in der inneren Region der Lederhaut eine sehr zufällige Anordnung vorliegt, stellt sich die äußere Region eher in einer lamellären Anordnung dar.²³

Neuere Studien zeigen, dass die Veränderungen der Molekularstruktur des Lederhautgewebes eine wesentliche Rolle in der Entstehung hochgradiger Kurzsichtigkeiten spielt.⁷⁴ Auch werden pathologische Änderungen aufgrund eines schwankenden Augeninnendrucks untersucht. Studien von Schultz et al zeigten, dass für die Erfassung dieser Parameter des menschlichen Auges Untersuchungen an Schweineaugen eine gute Korrelation aufweisen.⁹⁴ Demnach liegt der durchschnittliche Modulus für die Hornhaut zwischen 0.05 und 0.24 MPa und für die Lederhaut zwischen 0.15 und 0.83 MPa. Die Augenhülle muss beträchtlichen Zugkräften standhalten, da an ihr 6 äußere Augenmuskeln ansetzen, die das Auge als Antagonisten bewegen. Diese Bewegungen können gleichsinnig (Versionen) oder gegensinnig (Vergenzen) sein.

2.2 Das menschliche Auge aus physiologisch-anatomischer Sicht

Das Auge liegt als rundlich-ovaler Augapfel in der Augenhöhle. Die Augenhöhle enthält Fettgewebe und die den Augapfel bewegende Muskulatur, Gefäße und Nerven. Das Auge kann nach verschiedenen Kriterien eingeteilt werden.

Nach der Lage können vordere und hintere Abschnitte unterschieden werden.

Nach der Funktion kann man den optischen Apparat (Hornhaut, Augenlinse, Glaskörper) von den Schichten des Augapfels (Netzhaut, Aderhaut, Lederhaut) und den Hilfseinrichtungen (Tränenapparat, Lider) unterscheiden.

Der Augapfel eines rechtsichtigen Erwachsenen ist in axialer Richtung etwa 24 mm lang. Die äußere Hülle des Augapfels wird durch die weiße, derbe Lederhaut und die durchsichtige Hornhaut gebildet. Die Hornhaut ist stärker gekrümmt als die Lederhaut und wie ein Uhrglas in diese eingelassen. Die folgende Abbildung zeigt eine schematische Darstellung des menschlichen Auges.

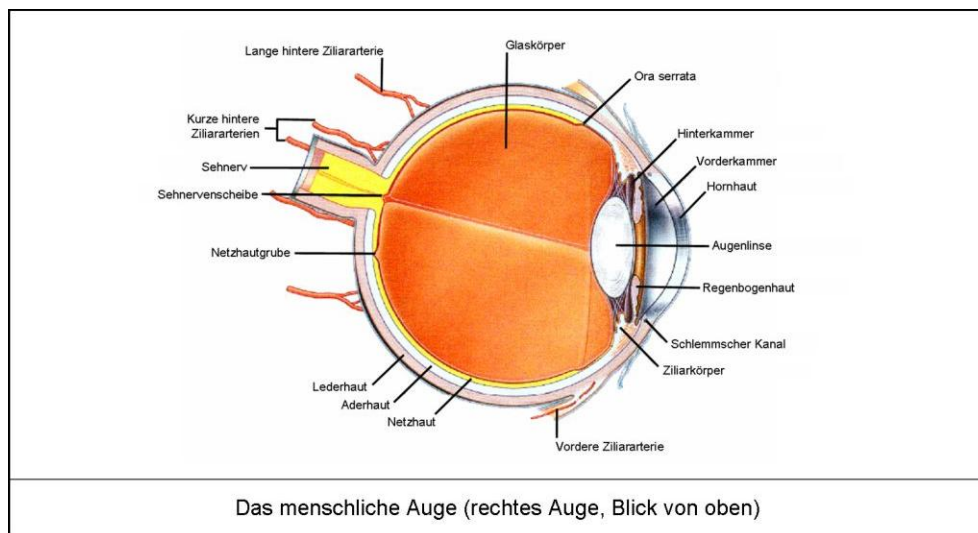


Abb. 1: Das menschliche Auge als Schnittbild. Es wird offensichtlich, daß das Auge selbst schon ein Multikomponenten-Materialsystem ist, in dem unterschiedliche Biomaterialien optimal zusammenspielen. Die Zeichnung ist Gray's Anatomy nachempfunden.²⁵

In den folgenden Abschnitten werden die einzelnen Elemente des menschlichen Auges beschrieben.

2.2.1 Hornhaut

Die Hornhaut ist etwa 0.5 mm dick, vollkommen frei von Blutgefäßen und besteht aus fünf Schichten. In Richtung des in das Auge einfallenden Lichtes sind dies:

- Epithel
- Bowmansche Membran
- Stroma
- Descemetsche Membran
- Endothel

Im Verlauf dieser Arbeit wird die Anwendung spezieller Optiken auf Kontaktlinsen beschrieben. In diesem Zusammenhang kommt der Interaktion mit der Hornhaut eine große Bedeutung zu, da Kontaktlinsen direkt auf dem Auge sitzen. Als transparentes Gewebe stellt sie die Eintrittspforte für Licht in das Auge dar.

Die folgende Abbildung zeigt den Schichtaufbau der menschlichen Hornhaut.

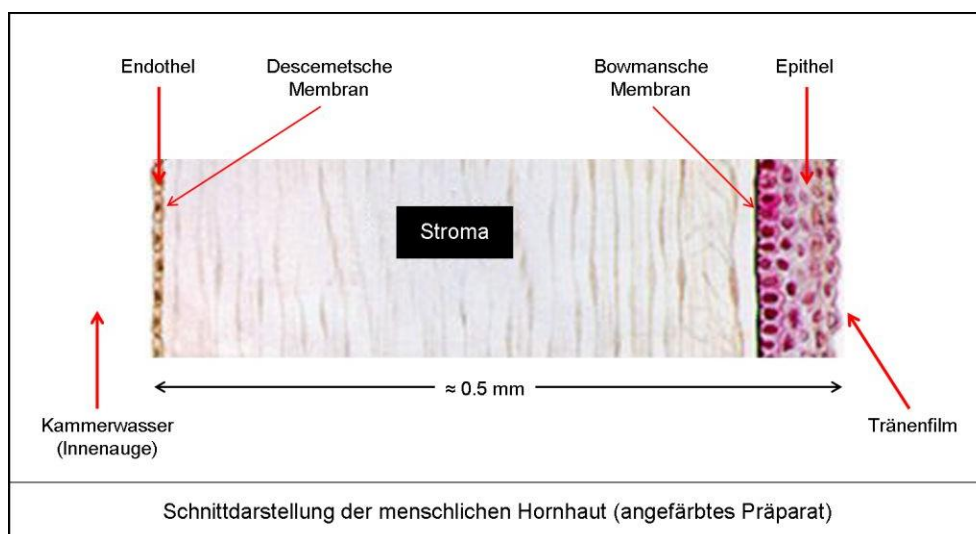


Abb. 2: Physiologie der menschlichen Hornhaut.¹⁰⁴ Die Hornhaut bildet die Kontaktstelle des Auges zur Außenwelt und somit auch zur Kontaktlinse. Ihre Gewebeschichten sind dazu hinsichtlich Funktion, Stoffwechsel und Zellerneuerungsrate optimiert.

Das Epithel der Hornhaut besteht aus drei Zelllagen, die unterschiedliche Formen besitzen. Die schnelle Zellerneuerung findet dabei über eine Wanderungsbewegung von außen nach innen statt. Dabei werden neue Zellen am Limbus gebildet und wachsen dann zum Hornhautzentrum vor. Die alten Zellen werden abgeschilfert und

mithilfe des Lidschlages mit dem Tränenfilm fortgespült. Bei Verletzungen des Epithels kann dieses narbenfrei ausheilen. Die Bowmansche Membran trennt das Epithel vom darunter liegenden Stroma. Dieses macht etwa 90% der Hornhautdicke aus und gibt der Hornhaut damit ihre Gestalt. Im Stroma befinden sich Fibroblasten, die bei Verletzung Narbengewebe formen. Verletzungen des Stromas heilen somit zwar ab, aber immer unter Narbenbildung und damit mit unerwünschten optischen Nebeneffekten. Die Descemetische Membran trennt das Stroma vom Endothel des Auges. Sie stellt bei tiefen Verletzungen der Hornhaut die letzte Barriere dar. Das Endothel ist eine einlagige Zellschicht, die nicht regenerationsfähig ist. Seine primäre Aufgabe ist die aktive Entquellung der Hornhaut. Die Hornhaut ist sehr schmerzempfindlich, bedingt durch eine reichhaltige Innervation über den Nervus Trigemini. Die Hornhaut hat einen sehr großen Sauerstoffbedarf. Bei der Anpassung von Kontaktlinsen ist daher unbedingt darauf zu achten, dass möglichst keine Verringerung auftritt. Wird der Hornhaut zuwenig Sauerstoff zugeführt, so wird die Pumpleistung des Endothels reduziert. In der Folge sammelt sich Flüssigkeit in der Hornhaut an, es bilden sich Ödeme. Das Sehen wird schlechter, weil die ursprüngliche Transparenz verloren geht. Bleibt dieser Zustand über einen längeren Zeitraum bestehen, so wachsen aus dem angrenzenden Gewebe Blutgefäße in die eigentlich gefäßlose Hornhaut ein. Sie haben die Aufgabe den fehlenden Sauerstoff über das Blutgefäßsystem zu liefern. Diese Blutgefäße stellen ein ernstes Problem dar. Sie verschwinden nicht wieder aus der Hornhaut.

Bei Verwendung einer Kontaktlinse ist auf zwei wesentliche Dinge zu achten. Erstens auf eine gute Versorgung der Hornhaut mit Tränenflüssigkeit bedingt durch die Wahl von Linsentyp und Anpassart. Kleine formstabile Kontaktlinsen sind hier Weichlinsen immer überlegen, weil sie die Hornhaut nicht komplett bedecken. Zweitens durch eine möglichst hohe Gasdurchlässigkeit des Kontaktlinsenmaterials. Somit ist im Falle eines unerwünschten Linsenfestsatzes eine entsprechende Versorgung sichergestellt. In den letzten Jahren ist dieser Faktor betont in den Vordergrund gerückt. Maßgeblich durch die zunehmende Anpassung von Weichlinsen aufgrund ihrer höheren Spontanverträglichkeit. Allerdings muss man zur Kenntnis nehmen, dass der ausgewiesene Parameter zur Gasdurchlässigkeit des Linsenmaterials ein Durchschnittswert ist, der unter idealen Laborbedingungen erhoben wird. Ist die Linse auf dem Auge, setzen sich Poren mit Bestandteilen des Tränenfilms zu und die Gasdurchlässigkeit fällt deutlich ab. Eine gut angepasste, gasdurchlässige formstabile Kontaktlinse ist immer von Vorteil.

2.2.2 Augenkammern

Der Bereich zwischen Hornhaut und Regenbogenhaut, bzw. Vorderfläche der Augenlinse wird vordere Augenkammer genannt. Der Bereich zwischen Augenlinse, bzw. Irisrückfläche und Glaskörper ist die hintere Augenkammer. Diese Kammern sind gefüllt mit transparentem Kammerwasser. Das Kammerwasser wird vom Ziliarepithel durch Ultrafiltration und aktive Sekretion gebildet. Pro Minute fließen etwa 2 μl Kammerwasser aus der Hinterkammer in die Vorderkammer. Das Kammerwasser ernährt Hornhaut und Augenlinse. Es verlässt zum größten Teil das Augennere durch das Trabekelwerk, einem schwammartigen Maschenwerk, im Kammerwinkel und versickert in den Kammerwasservenen. Zwischen Produktion und Abfluss des Kammerwassers herrscht ein Gleichgewicht.

2.2.3 Regenbogenhaut und Ziliarkörper

Die Regenbogenhaut stellt die Blende des Auges dar und ist ein Teil des Ziliarkörpers. Sie besteht aus dem vorne gelegenen Stromablatt und dem Pigmentblatt, das die Rückseite der Regenbogenhaut bildet und ein undurchsichtiges Pigmentepithel enthält. Ihre zentrale Öffnung, die Pupille, wird bei Änderung des Lichteinfalls enger oder weiter. Diese Lichtreaktion vermitteln zwei Muskeln, die antagonistisch innerviert sind. Der Ziliarkörper enthält zudem den Ziliarmuskel, der für die Akkommodationsbewegung verantwortlich ist. Von ihm gehen die Zonulafasern aus, an dem die Augenlinse aufgehängt ist. Auch die Ziliarfortsätze sind Teil des Ziliarmuskels. Ihr Epithel produziert das Kammerwasser. Der Ziliarkörper, also auch die Regenbogenhaut, verfügt über ein Blutgefäßsystem.

2.2.4 Augenlinse

Die Augenlinse ist ein transparentes, elastisches Gewebe, das eine einem Kranz von Zonulafasern direkt hinter der Iris am Ziliarmuskel aufgehängt ist. Dieser kann die Form der Linse und damit die Gesamtbrechkraft des Auges verändern. Dieser Vorgang wird als Akkommodation bezeichnet. Die Augenlinse ist ein Beispiel für die Spezialisierung mancher Zellarten. Diese sind auf eine bestmögliche Transparenz optimiert.

Die Augenlinse besteht aus drei Teilen, die von außen nach innen wie folgt sind:

- Linsenkapsel
- Linsenrinde
- Linsenkern

Die mechanische Spannung der Linsenkapsel sorgt dafür, dass die Linse im unbelasteten Zustand eine kugelhöhere Form anstrebt, als im belasteten Zustand. Belastet bedeutet in diesem Zusammenhang, dass die Zonulafasern im Bereich des Linsenäquators Zug auf die Linsenkapsel ausüben. Unter der Linsenkapsel befindet sich ein einlagiges Linsenepithel. Der Körper der Linse wird durch stark verlängerte Zellen gebildet, den Linsenfasern. Im Bereich des Äquators findet aus den Zellen des Linsenepithels eine Zellteilung und Differenzierung statt. Die Zellen werden dabei mit etwa 12 μm sehr lang. Sie produzieren großen Mengen des Proteins Crystallin und verlieren alle Organellen. Anderenfalls würden diese aufgrund von Lichtstreuung die Linse optisch trüben. Sind die Zellen vollständig differenziert, so haben sie keine Kerne und kaum Mitochondrien. Sie sind aber trotzdem lebensfähig. Der Linsenkern wird durch Fasern gebildet, die während der Embryogenese entstehen. Während des gesamten Lebens werden kontinuierlich neue Fasern gebildet und der Umfang der Linse vergrößert sich somit. Eine Folge ist, dass mit zunehmendem Lebensalter eine Linseninflexibilität zu verzeichnen ist, die für die so genannte Alterssichtigkeit verantwortlich ist. In noch weiter fortgeschrittenerem Lebensalter kommt es zu einem Transparenzverlust der Augenlinse, dem Grauen Star. Die Linse wird dann normalerweise operativ entfernt und gegen eine Kunstlinse ersetzt. Diese ist aber nicht akkommodationsfähig.

2.2.5 Glaskörper

Der hintere Teil des Augeninnern, von der Hinterkammer bis zur Netzhaut wird durch den transparenten Glaskörper ausgefüllt. Er besteht aus einem weitmaschigen Gerüst kollagener Fasern mit einem darin eingelagerten Hydrogel. Der Glaskörper ist frei von Blutgefäßen.

2.2.6 Netzhaut

Die Netzhaut ist das sensorische Organ des Auges. Sie ist in mehreren Lagen aufgebaut. Es lassen sich Schichten, bei denen die einzelnen Zellen einen Zellkörper besitzen gut von solchen unterscheiden, bei denen die Zellen keinen Zellkörper besitzen. Ihrem Aussehen bei Betrachtung mit einem Mikroskop nach bezeichnet man erstere auch als Körnerschichten. Die Photorezeptoren sind zur hinteren Augenhaut hin orientiert und münden in das retinale Pigmentepithel. Die Photorezeptoren agieren dabei als Lichtsinneszellen. Sie wandeln Lichtsignale über einen chemischen Prozess in elektrische Signale um. Dieser Prozess wird photoelektrische Transduktion genannt. Dabei wird als eine erste Stufe unter Lichteinwirkung ein lichtempfindlicher Farbstoff, das Rhodopsin, chemisch umgewandelt. Dieser befindet sich je nach Typ des Photorezeptors in offenen Taschen oder in Scheibchen, die nach Umwandlung des Farbstoffs abgestoßen werden. Anschließend werden die abgestoßenen Teile vom retinalen Pigmentepithel abgebaut.

Photorezeptoren bestehen aus zwei großen Gruppen, den Stäbchen und den Zapfen. Ihren Namen haben beide Gruppen ihrem unterschiedlichen Aussehen bei Betrachtung unter einem Mikroskop zu verdanken.

Stäbchen

Die Stäbchen sind gehäuft in der Peripherie des Augenhintergrundes zu finden. Sie sind empfindlich für niedrige Leuchtdichteniveaus, also wichtig für das Sehen bei Dämmerung und Nacht. Bereits das Auftreffen von 500 Photonen pro Sekunde führt zu einer Sättigung der Stäbchen. Sie haben keine Kopplung zur Akkommodation und liefern unter Tageslichtbedingungen kein brauchbares Signal. Ihre maximale Sensitivität liegt in einem Wellenlängenbereich von 507 nm. Der zentrale Teil des Augenhintergrundes, die Netzhautgrube ist frei von Stäbchen.

Zapfen

Die Zapfen hingegen reagieren adäquat auf eine Belichtung von bis zu 1 Million Photonen pro Sekunde. Sie sind über die gesamte Netzhaut verteiltⁱ, besitzen jedoch ihre höchste Dichte in der Netzhautgrube. In der Netzhautperipherie liegt die Zapfendichte bei etwa 10.000 pro mm². In der Netzhautgrube jedoch befinden sich 140.000 Zapfen pro mm². Während sie in der Peripherie der Netzhaut, genauso wie die Stäbchen, in rezeptiven Feldern zusammengeschaltet sind, sind sie im Zentrum einzeln mit einer Ganglienzelle verbunden. Damit wird das dort erzeugte Signal ungefiltert weitergegeben. Zum Zwecke einer möglichst hohen Auflösung ist die Form der Zapfen in der Netzhautgrube anders. Sie sind hier schmaler und länger. Somit passen mehr Photorezeptoren auf ein Stück Netzhautfläche. Zusätzlich ist an dieser Stelle die Oberfläche der Netzhaut trichterförmig eingedellt. Die Zapfen bestehen aus drei wesentlichen Subtypen, die jeweils unterschiedliche Maximalempfindlichkeiten für bestimmte Wellenlängen des sichtbaren Lichtspektrums besitzen. Dies sind wie folgt:

Zapfentyp	Anderer Name	Maximale Empfindlichkeit
Blau	S-Zapfen (S-cone)	420 nm
Grün	M-Zapfen (M-cone)	535 nm
Rot	L-Zapfen (L-cone)	565 nm

Die individuellen Empfindlichkeiten überlagern sich teilweise. Unter photopischen Bedingungen ergibt sich daher für eine maximale Empfindlichkeit des menschlichen Auges für Wellenlängen von 555 nm.

ⁱ außer am blinden Fleck

Die folgende Abbildung zeigt die spektralen Empfindlichkeiten der drei Zapfentypen.

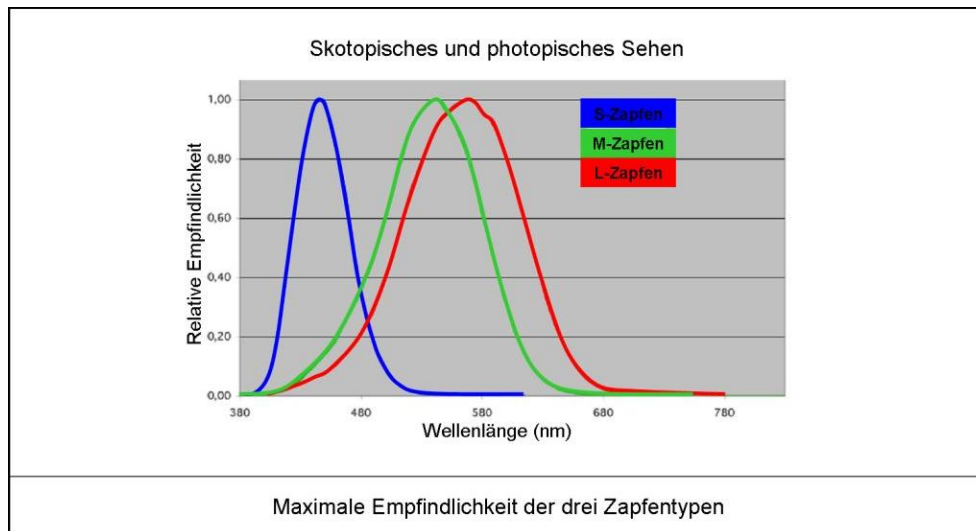


Abb. 3: Physiologische Optik der photopischen Netzhautrezeptoren.¹⁰⁵ Die unterschiedlichen Zapfen als Photonendetektoren des menschlichen Auges haben maximale spektrale Empfindlichkeiten im blauen, grünen und roten Bereich. Insgesamt ergibt sich die Abdeckung des optischen Spektrums von 380 bis 780 nm.

Signalverarbeitung in der Netzhaut

Außer für die direkt verschalteten Zapfen in der Netzhautgrube gilt, dass das Signal der Photorezeptoren an die mittlere Schicht der Netzhautzellen weitergegeben wird. Diese Schicht besteht aus unterschiedlichen Arten von Bipolarzellen, Horizontalzellen und Amakrinzellen. Diese sorgen für eine laterale Verschaltung und sind für das Vorhandensein rezeptiver Felder verantwortlich. Das somit vorverarbeitete Signal wird an die Ganglienzellen übertragen. Diese beginnen als erste Zellen in dieser Kette mit dem feuern von Aktionspotentialen. Dieses elektrische Signal wird über den Sehnerv zur weiteren Verarbeitung ins Gehirn geleitet. Die Netzhaut verfügt über ein eigenes Blutgefäßsystem, das am Augenhintergrund sichtbar ist und zur Versorgung mit Nährstoffen dient.

Alles in allem stellt die Netzhaut eine Kombination extrem hoch spezialisierter Zellen dar, die eine unglaubliche Anpassungsfähigkeit an unterschiedliche Leuchtdichteverhältnisse darstellt. Das Verschalten der Photorezeptoren in rezeptive Felder ermöglicht eine effiziente Filterung der Informationen für eine schnelle Verarbeitung und erlaubt eine sehr sensible Wahrnehmung von Bewegungen. Die Direktverschaltung im Netzhautzentrum hingegen dient der

Auflösung hoher Ortsfrequenzen. Die folgende Darstellung zeigt den Aufbau der Netzhaut, sowie den Lichtweg bei Belichtung.

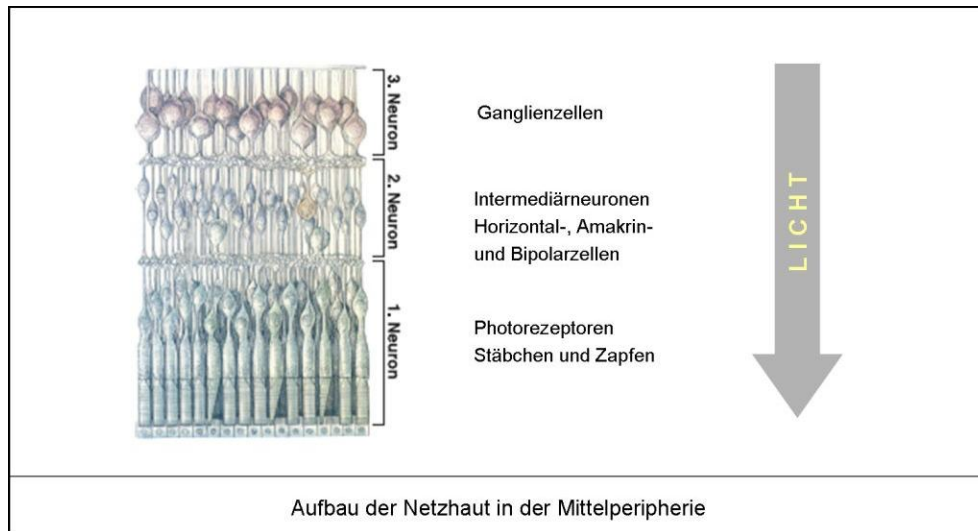


Abb. 4: Signalverarbeitung in der Netzhaut durch gestaffelte Zellanordnung¹⁰⁵. Diese erfolgt entgegen der Lichtrichtung. Die Photonen müssen vor Erregung der Photorezeptoren (1. Neuron) alle Schichten der Netzhaut passieren.

2.2.7 Aderhaut

In Lichtrichtung hinter der Netzhaut gelegen befindet sich die Aderhaut. Sie wird von dieser durch die Bruchsche Membran getrennt, die ebenfalls einen Teil der Aderhaut darstellt. Die Aderhaut besteht aus vielen Blutgefäßen unterschiedlicher Kaliber und sorgt primär für eine Versorgung des Auges mit Nährstoffen.

2.2.8 Lederhaut

Die Lederhaut bildet gemeinsam mit der Hornhaut die äußere Augenhülle. Im Gegensatz zu dieser ist sie aber nicht transparent, sondern hat eine weißliche Farbe und ist deutlich fester. Für beide Umstände kann die Strukturierung der kollagenen Fasern verantwortlich gemacht werden, die in der Lederhaut in ungeordneter Form vorliegen. An der Stelle der so genannten Siebplatte verlässt der Sehnerv das Auge. Hier ist die Gewebestruktur der Lederhaut verändert.

2.2.9 Bindehaut

Der äußerlich sichtbare Teil des Augapfels wird außer im Bereich der Hornhaut von der Bindehaut umkleidet. Sie geht in den Umschlagfalten auf die Innenseite der Lider über. Ihre Drüsen bilden wichtige Stoffe, die den Tränenfilm anreichern und für eine optimale Benetzung der Hornhaut notwendig sind. Das Blutgefäßsystem der Bindehaut ist ganz oberflächlich.

2.2.10 Tränenorgane

Zu den wichtigen Hilfseinrichtungen des Auges gehören die Tränenorgane. Sie werden in einen Tränenproduzierenden und einen Tränenabführenden Teil unterschieden. Für die Tränenproduktion zeichnen sich die Tränendrüse und zahlreiche kleinere akzessorische Tränendrüsen verantwortlich. Die Tränendrüse liegt unter dem schläfenseitigen Rand der Augenhöhle. Sie produziert konstant etwa 5 μ l Tränenflüssigkeit pro Minute. Diese Flüssigkeit dient der Befeuchtung der Augenoberfläche, der Reinigung des Bindhautsackes und der teilweisen Ernährung der Hornhaut. Die Tränenflüssigkeit ist mit Lysozym angereichert und hat somit eine antibakterielle Wirkung. Die akzessorischen Tränendrüsen liegen in der oberen und unteren Umschlagfalte der Bindehaut und tragen ebenfalls zur Tränenproduktion bei. Auf dem Auge wird der Tränenfilm mit Lipiden und Muzinen aus verschiedenen Drüsen in Lidern und Bindehaut angereichert. Das verbessert das Haften des Tränenfilms auf dem Auge und das Gleiten des Lides beim Lidschlag. Auch für die optische Glättung der Augenoberfläche spielt die Zusammensetzung des Tränenfilms eine bedeutende Rolle. Die Tränenflüssigkeit wird anschließend über den Lidschlag zum inneren Lidwinkel transportiert und dort vom oberen und unteren Tränenpünktchen aufgenommen. Von dort aus wird sie über Tränenkanälchen und den Tränensack zur Nase transportiert.

2.2.11 Lider

Die Augenlider schützen den Augapfel durch regelmäßiges Schließen vor Austrocknung. Es erfolgt dazu etwa 10 – 11-mal pro Minute ein unwillkürlicher Lidschlag. Während dieser Zeit setzt eine Suppression der Wahrnehmung ein, so

dass man das Schließen des eigenen Lides nicht sieht. Eine weitere wichtige Aufgabe ist der Schutz der Augenoberfläche vor äußeren mechanischen Einwirkungen. Dies wird über den reflektorischen Lidschluss sichergestellt.

2.2.12 Äußere Augenmuskeln

Jedes Auge verfügt über sechs äußere Augenmuskeln, die zur Skelettmuskulatur gehören. Sie arbeiten als Antagonisten. Durch die Positionierung der Muskeln, die außen am Augapfel ansetzen, können alle Blickbewegungen durchgeführt werden. Dazu gehören Bewegungen nach links und rechts, oben und unten, schräge Bewegungen sowie Verrollungen der Augen. In nahezu allen Fällen arbeiten mehrere Muskeln zusammen um eine bestimmte Augenbewegung ausführen zu können.

2.3 Modelle des Sehvorgangs

Das Ziel der Entwicklung visueller Modelle ist es, den gesamten Vorgang des Sehens oder Teile davon zu verstehen und zu beschreiben. Wird ein solches Modell entwickelt, sind zwei wichtige Einflussfaktoren zu beachten. Erstens, die Erzeugung eines Bildes auf der Netzhaut durch die optischen Komponenten des Auges. Zweitens, die Umwandlung dieses Bildes in das wahrgenommene Bild durch Netzhaut und Gehirn.

Die Optik des Auges wird zumeist durch eine Technik aus der geometrischen Optik beschrieben, die Raytracing, also Strahlverfolgung genannt wird. Dazu muss ein Modell des Auges mit all seinen für die Abbildung relevanten Elementen, Brechwerten und Abständen entwickelt werden. Das ist oft nicht einfach, denn die optischen Komponenten des Auges sind nicht statisch und zeigen dazu eine interindividuelle Variation. Die geometrische Optik arbeitet in vielen Bereichen mit Vereinfachungen, wie z. B. der Arbeit im paraxialen Bereich. Die Effekte der Beugung werden in der geometrischen Optik zudem nicht betrachtet. In der Realität kommt es aber sehr wohl zu außeraxialen Abbildungen und damit zu Abbildungsfehlern, wie auch zu Effekten, die mit der Wellennatur des Lichtes zusammenhängen.

Die Einflüsse von Netzhaut und Gehirn führen dann in Kombination mit dem Raytracing zu einer Modulation der Abbildung. Jeder dieser individuellen Prozesse ist wichtig in Bezug auf die Bewertung des Sehvorgangs.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Qualität der optischen Abbildung bei Anwendung von Photonensiebstrukturen im polychromatischen Licht zu untersuchen. Dabei wird ein Blick auf mögliche sinnvolle Anwendungsbereiche geworfen und anhand ausgewählter Modelle des Sehvorgangs der Aufbau der jeweiligen Struktur der Photonensiebe abgeleitet. Daten wie Grundstruktur der Trägerlinse, auf die die Photonensiebe appliziert werden, Einstellebene des Auges, Abbildung innerhalb des Auges und Einfluss auf die visuellen Prozesse sind zu bewerten.

Da es sich beim menschlichen Auge um ein sehr komplexes und dynamisches optisches Element handelt, muss für die abbildenden Betrachtungen ein geeignetes Augenmodell herangezogen werden.

Einen generellen Blick auf das optische Modell eines Auges zeigt die folgende Abbildung:

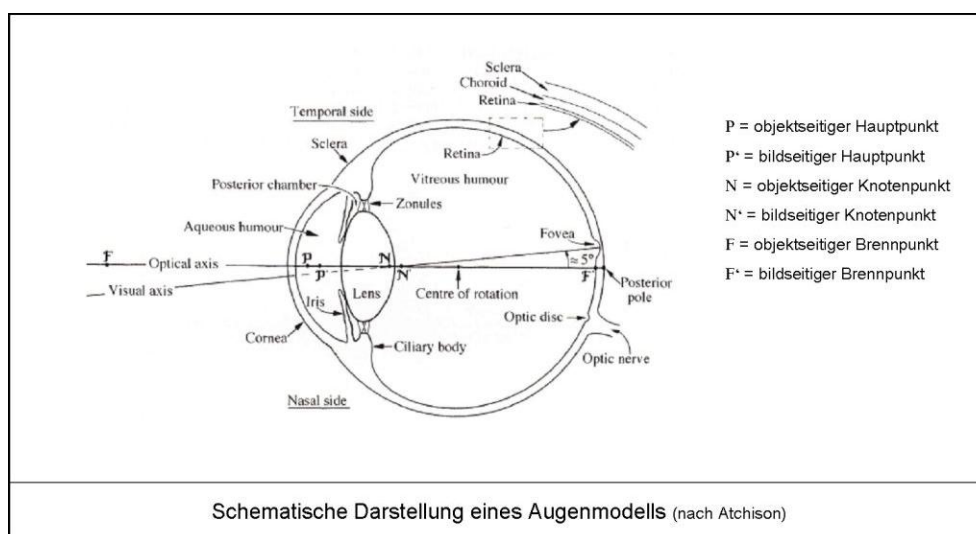


Abb. 5: Zur Darstellung optischer Sachverhalte werden entsprechende Augenmodelle verwendet. Die Grafik zeigt ein solches Modell nach Atchison⁹ in der Ansicht von oben. Dargestellt ist ein rechtes Auge.

2.4 Augenmodelle

Allgemein betrachtet sind alle Augenmodelle vereinfachte Darstellungen des optischen Systems des realen menschlichen Auges. Wie in der Optik auch ansonsten üblich gibt es, je nach dem Zweck der Anwendung grundsätzlich zwei verschiedene Arten. Paraxiale Augenmodelle sind nur akkurat innerhalb der paraxialen Region, also innerhalb eines theoretischen, infinitesimal kleinen Bereiches um die optische Achse herum. Die frühen Augenmodelle von Gullstrandⁱ und Helmholtzⁱⁱ sind von Hand entwickelt worden, also wurden möglichst einfach zu berechnende Größen gebraucht.⁹ Diese Modelle enthalten sphärische Flächen und können die Abbildungseigenschaften des Auges näherungsweise beschreiben.

2.4.1 Das Augenmodell nach Gullstrand

Gullstrands Modellauge, das auch heute noch immer den meisten augenoptischen Berechnungen zugrunde liegt, wurde entwickelt, um zu den an intakten und an Leichenaugen festgestellten anatomischen Strukturen und Maßen zu passen. Die Hornhaut des Modells besteht aus zwei Flächen, deren spezifische Krümmungen durch eine Mittelung vieler untersuchter Augen festgelegt wurden. Die Augenlinse in diesem Modell besteht aus zwei Teilen. Es ist eine Kernlinse, mit einem höheren refraktiven Index und eine Mantellinse mit einem niedrigeren refraktiven Index. Diese treten so in der Realität nicht auf und wurden eingeführt, um das Modell mit den Mitteln der paraxialen Optik an die beobachteten optischen Eigenschaften anpassen zu können.

Die Tabelle auf den folgenden Seiten listet die Daten des Gullstrandschen Normalauges auf¹⁰⁵.

ⁱ Allvar Gullstrand, schwedischer Augenarzt (1862-1930)

ⁱⁱ Hermann von Helmholtz, deutscher Naturwissenschaftler (1821-1894)

	Maximale Fernakkommodation	Maximale Nahakkommodation
Brechungsindices		
Hornhaut	1.376	1.376
Kammerwasser/Glaskörper	1.336	1.336
Linse	1.386	1.386
Äquivalente Kernlinse	1.406	1.406
Orte gemessen vom Augenscheitel		
Vordere Hornhautfläche	0.00	0.00
Hintere Hornhautfläche	0.50	0.50
Vordere Linsenfläche	3.60	3.20
Vordere Fläche der äquivalenten Kernlinse	4.146	3.8725
Hintere Fläche der äquivalenten Kernlinse	6.565	6.5275
Hintere Linsenfläche	7.20	7.20
Krümmungsradien		
Vordere Hornhautfläche	7.70	7.70
Hintere Hornhautfläche	6.80	6.80
Vordere Linsenfläche	10.00	5.33
Vordere Fläche der äquivalenten Kernlinse	7.911	2.655
Hintere Fläche der äquivalenten Kernlinse	-5.76	-2.655
Hintere Linsenfläche	-6.00	-5.33
Brechwerte		
Vordere Hornhautfläche	48.83	48.83
Hintere Hornhautfläche	-5.88	-5.88
Vordere Linsenfläche	5.00	9.357
Kernlinse	5.985	14.96
Hintere Linsenfläche	8.33	9.375
Hornhautsystem		
Brechwert	43.05	43.05
Ort des objektseitigen Hauptpunktes	-0.0496	-0.0496
Ort des bildseitigen Hauptpunktes	-0.0506	-0.0506

Objektseitige Brennweite	-23.227	-23.227
Bildseitige Brennweite	31.031	31.031
Linsensystem		
Brechwert	19.11	33.06
Ort des objektseitigen Hauptpunktes	5.678	5.145
Ort des bildseitigen Hauptpunktes	5.808	5.255
Objekt- und bildseitige Brennweite	+/- 69.908	+/- 40.416
Vollsystem		
Brechwert	58.64	70.57
Ort des objektseitigen Hauptpunktes	1.348	1.772
Ort des bildseitigen Hauptpunktes	1.602	2.086
Ort des objektseitigen Brennpunktes	-15.707	-12.397
Ort des bildseitigen Brennpunktes	24.387	21.016
Objektseitige Brennweite	-17.055	-14.169
Bildseitige Brennweite	22.785	18.930
Ort der Netzhautgrube	24.00	24.00
Fernpunktrefraktion	+1.00	-9.60
Ort des Nahpunktes		-102.30

Strecken und Orte sind in mm und Brechwerte sind in Dioptrien angegeben.

Das Modell nach Hermann von Helmholtz ist einfacher und setzt voraus, dass die Hornhaut nur aus einer einzigen Fläche besteht. In ähnlicher Weise wurde das Modellauge von LeGrandⁱ als Vereinfachung des Gullstrandschen Normalauges entwickelt, in dem die Augenlinse mit einem einheitlichen Brechungsindex dargestellt ist. Zusätzlich wurden einige Indices und Krümmungen geändert, um das Modell besser an reale Messwerte anpassen zu können.

Um fehlerfreie Berechnungen durchführen zu können, die Bildgrößen und Aberrationen einschließen, wurden realistischere Modelle eingeführt. Die komplizierten Berechnungen werden nun über Computerprogramme gelöst. Diese

ⁱ H. Hardy LeGrand, amerikanischer Augenarzt (1895-1954)

Augenmodelle werden als finite oder Weitwinkel-Augenmodelle bezeichnet.⁹ Sie berücksichtigen die folgenden Dinge: nicht-sphärische Flächen, nicht notwendigerweise eine Koppelung der brechenden Flächen an eine gemeinsame Achse und eine Augenlinse mit einem variablen Refraktionsindex. Beispiele sind die Augenmodelle von Lotmar (1971)⁷⁰, Drasdo und Fowler (1974)²⁶, Kooijman (1983)⁶¹, Navarro (1985)³⁰, Liou und Brennan (1997)⁶⁸ und das Arizona Eye Model (1995)⁹⁵.

2.4.2 Das Augenmodell nach Navarro

Da das Modellauge von Navarro auch die Zustände bei Akkommodation berücksichtigt, wird es häufig als genaue Referenz genutzt. Die Daten des Modellauges nach Navarro sind wie folgt¹⁰⁵:

	Maximale Fernakkommodation	10 Dioptrien Nahakkommodation
Brechungsindices		
Hornhaut	1.376	1.376
Kammerwasser/Glaskörper	1.3374	1.3374
Linse	1.420	1.438
Orte gemessen vom Augenscheitel		
Vordere Hornhautfläche	0.00	0.00
Objektseitiger Brennpunkt	-14.969	-12.051
Bildseitiger Brennpunkt	24.004	21.172
Objektseitiger Hauptpunkt	1.583	2.005
Bildseitiger Hauptpunkt	1.890	2.393
Objektseitiger Knotenpunkt	7.145	6.727
Bildseitiger Knotenpunkt	7.452	7.116
Krümmungsradien		
Vordere Hornhautfläche	7.72	7.72
Hintere Hornhautfläche	6.50	6.50
Vordere Linsenfläche	10.20	6.00368
Hintere Linsenfläche	-6.00	-5.44992
Glaskörper	-12.00	-12.00
Brechwerte		

Vordere Hornhautfläche	48.705	48.705
Hintere Hornhautfläche	-5.983	-5.983
Vordere Linsenfläche	8.098	16.756
Hintere Linsenfläche	14.00	18.716
Hornhautsystem		
Brechwert	42.882	42.882
Linsensystem		
Brechwert	21.779	34.548
Vollsystem		
Brechwert	60.416	71.145
Objektseitige Brennweite	-16.552	-14.056
Bildseitige Brennweite	22.114	18.779
Ort der Netzhautgrube	24.003979	24.003979
Seidel Aberrationen		
Sphärische Aberration (S_I)	13.8628	-26.1827
Coma (S_{II})	7.0582	9.0316
Astigmatismus schiefer Bündel (S_{III})	0.3421	0.4876
Bildfeldwölbung (S_{IV})	2.2775	2.6315
Verzeichnung (S_V)	-0.0991 (%)	-0.1019

Strecken und Orte sind in mm, Brechwerte sind in Dioptrien, Verzeichnung ist in Prozent angegeben.

2.4.3 Augenmodelle zur Darstellung der chromatischen Aberration

Auf Basis des exakten Modellauges nach Gullstrand wurde ebenfalls die chromatische Aberration ermittelt. Hierbei handelt es sich um einen polychromatischen Abbildungsfehler, von dem auch das menschliche Auge betroffen ist. Dieser Abbildungsfehler wird unterteilt in die Longitudinale und Transversale Chromatische Aberration. Die Werte des Modellauges hierfür sind auf der folgenden Seite gezeigt^{105, 109}.

	Maximale Fernakkommodation	Maximale Nahakkommodatio n
Chromatische Aberrationen		
Longitudinale Chromatische Aberration (C_L)	11.2259	-0.3506
Transversale Chromatische Aberration (C_T)	13.6247 (%)	-0.3900 (%)

Strecken der C_L sind in mm, die C_T ist in Prozent angegeben.

Im Rahmen dieser Arbeit werden Abbildungsfehler, wie zum Beispiel die chromatische Aberration, beschrieben. Aus diesen Daten werden Ableitungen für die optische Konstruktion und den Einsatz von Zonenplatten und Photonensieben gemacht.

Daher werden je nach Notwendigkeit Daten verschiedener Augenmodelle herangezogen und Quellen zitiert, in denen Untersuchungen an realen Augen mit den berechneten Daten von Modellaugen verglichen werden (siehe Abschnitt 3.2.3). Diese Daten können jeweils variieren. Da alle Augenmodelle in bestimmten Bereichen ihre Schwächen haben, wird für eine Referenzkorrektur immer jeweils das Modell verwendet, das die beste Übereinstimmung mit den Messwerten realer Augen zeigt. Atchison gibt in seinem Buch „Optics of the Human Eye“ eine gute Zusammenfassung hierzu⁹.

3 Optik des Auges und Sehen

3.1 Abbildungseigenschaften des menschlichen Auges

Um Gegenstände der Außenwelt visuell adäquat wahrnehmen zu können, muss eine Abbildung auf die lichtempfindliche Schicht, die Netzhaut des Auges, erfolgen. Für die erforderliche Fokussierung sind die Hornhaut und die Augenlinse verantwortlich. Eine wesentliche Rolle spielt ebenfalls die Regenbogenhaut des Auges. Ihre Öffnung agiert am unbewaffneten Auge als Aperturblende des Systems und regelt somit den Lichtstrom für den Eintritt in das Auge. Da sich die Regenbogenhaut zwischen Hornhaut und Augenlinse befindet, also zwischen zwei Linsensystemen, entstehen sowohl Eintritts- als auch Austrittspupille in Form zweier unterschiedlicher virtueller Bilder der Aperturblende. Für eine gute Abbildung ist ebenfalls eine Homogenität der anderen beteiligten Medien Voraussetzung. Dies sind Kammerwasser und Glaskörper. Die prinzipielle Entstehung einer optischen Abbildung ist vergleichbar mit dem Objektiv einer Fotokamera. Das ankommende Licht wird an der Vorder- und Rückfläche der Hornhaut, sowie an der Vorder- und Rückfläche der Augenlinse gebrochen und im Idealfall auf der Netzhaut fokussiert. Simple Fehlsichtigkeiten, wie Kurz- oder Übersichtigkeit, entsprechen damit einer Defocussierung des Objektivs. Im Unterschied zu einer Fotokamera weist das Auge aber allerlei Besonderheiten auf. Zum einen ist die Auffangebene gekrümmt, zum anderen befindet sich zentriert zur Sehachse eine Eindellung auf der Netzhaut, die fovea centralis, genannt auch „Stelle des schärfsten Sehens“. Hier findet die Fokussierung im rechtsichtigen Auge statt und hier ist auch die höchste Dichte an Photoreptoren vorhanden.^{20, 86}

Es handelt sich beim menschlichen Auge in Ferneinstellung um ein optisches System mit einer Gesamtbrechkraft von durchschnittlich +60 Dioptrien, das ein verkleinertes umgekehrtes Bild auf der Netzhaut erzeugt.

Durch Änderung der Linsenkrümmung kann man erreichen, dass von Ferneinstellung auf Naheinstellung umgeschaltet wird. Somit wird die Gesamtbrechkraft erhöht und auch nahe liegende Objekte können deutlich auf der Netzhaut abgebildet werden. Dieser Vorgang wird als Akkommodation bezeichnet. Die Augenlinse ist mittels kleiner Zonulafasern am ringförmigen Ziliarkörper fixiert. Beim Blick in die Ferne ist der Ziliarmuskel entspannt und die Linse wird mittels der

Zonulafasern gegen ihren Eigenwiderstand flach gezogen.

Durch die Kontraktion des Ziliarkörpers beim Blick in die Nähe werden die Zonulafasern gelockert und die Linse geht zu einer mehr kugelförmigen Gestalt über. Dies stellt für die Augenlinse den Zustand geringeren Energieaufwands dar. Da sich dabei ihre Krümmungsradien verkleinern und ihre Mittendicke erhöht, kommt es zu der für die Abbildung notwendigen Erhöhung der Gesamtbrechkraft.^{22, 121}

3.2 Abbildungsfehler optischer Systeme

In einem perfekten optischen System wird ein Objektpunkt zu einem Bildpunkt abgebildet. Verfolgt man Lichtstrahlen durch das optische System, stellt man fest, dass sie alle in einem gemeinsamen Bildpunkt konvergieren. Ist ein optisches System mit Abbildungsfehlern behaftet, treffen Lichtstrahlen nach Durchgang durch die Pupille an verschiedenen Stellen auf die Bildebene. Das verursacht eine Unschärfe. Innerhalb der Abbildungsfehler unterteilt man in Abbildungsfehler niedriger und höherer Ordnung.

3.2.1 Monochromatische Abbildungsfehler niedriger Ordnung

Bei einem fehlerfreien optischen System bzw. einem normalsichtigen Auge wird parallel einfallendes Licht in einem Punkt auf der Retina fokussiert. Bezogen auf das Auge wird dieser Zustand als Rechtsichtigkeit (Emmetropie) bezeichnet. Das ist beim Vorliegen einer Fehlsichtigkeit nicht der Fall.

Im Falle von Kurzsichtigkeit (Myopie) liegt der Brennpunkt parallel in das Auge einfallender Lichtstrahlen vor der Netzhaut und bei Übersichtigkeit (Hyperopie) theoretisch dahinter. Auf der Netzhaut entsteht dann kein Brennpunkt, sondern ein Zerstreungskreis. Die Größe des Zerstreungskreises ist proportional zum Grad der Fehlsichtigkeit und umgekehrt proportional zur Sehleistung. Bei Vorhandensein von Astigmatismus entsteht kein Brennpunkt, sondern ein räumliches Gebilde

entlang der optischen Achse, das nach seinem Entdecker „Sturmsches Konoid“ⁱ genannt wird. Zu beiden Seiten wird dieses Gebilde durch Brennlinien begrenzt. Die beiden Linien stehen in einem Winkel von 90° zueinander. Die folgende Darstellung zeigt ein solches Konoid schematisch.

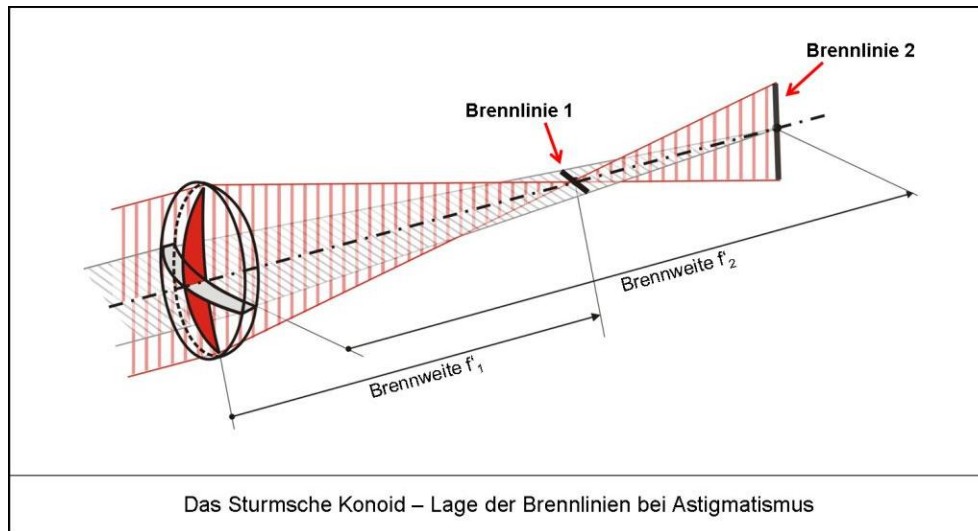


Abb. 6: Bei der Abbildung durch ein astigmatisches System entstehen anstelle eines Brennpunktes zwei separate Bildlinien, die zu den Hauptmeridianen des abbildenden Elementes konjugiert sind. Die Darstellung entstammt der Geometrischen Optik.¹⁰⁹

Befindet sich die Netzhaut am Ort einer solchen Struktur, dann entsteht als Bild eines Punktes eine lang gezogene Linie. Für Bereiche dazwischen entsteht jeweils ein richtungsabhängiges Oval. Genau in der optischen Mitte zwischen beiden Brennlinien ist das entstehende Bild ebenfalls ein Zerstreungskreis. Daher wird diese Position auch als sphärisches Äquivalent bezeichnet.

Bei der Beschreibung der Abbildungsfehler eines optischen Systems unterteilt man in Abbildungsfehler niedriger und höherer Ordnung.

Die typischen Abbildungsfehler niedriger Ordnung sind: Sphäre und Zylinder. Diese können mit Brillengläsern ausgeglichen werden. Ihre Berechnung erfolgt mithilfe von Formelsätzen, die aus der paraxialen Optik stammen, also Näherungen darstellen.

ⁱ Jacques Charles François Sturm, schweizerischer Mathematiker (1803-1855)

Allen refraktiven Berechnungen liegt das Snelliussche Brechungsgesetzⁱ (1618) zugrunde. Es lautet

$$n \cdot \sin \varepsilon = n' \cdot \sin \varepsilon'$$

Das Brechungsgesetz verknüpft den Einfallswinkel eines optischen Strahles in einem Medium mit spezifischem Brechungsindex mit dem Ausfallswinkel und dem Brechungsindex des Materials in das der Strahl übergeht. Es kann prinzipiell zur Beschreibung aller refraktiv-optischen Vorgänge benutzt werden. Das dazu in der Optik benutzte Verfahren wird als Raytracing bezeichnet.

Da die Berechnung optischer Systeme schon lange vor der Einführung von Computern durchgeführt wurde, sind Näherungen gemacht worden. Diese werden auch heutzutage noch intensiv verwendet. Man leitet die optischen Eigenschaften dazu in einem infinitesimal kleinen Bereich um die optische Achse eines Systems ab und gibt anschließend eine generelle Aussage zur Qualität der Abbildung, zu Brennweiten, Brechkraften usw. In einem solchen Fall spricht man von paraxialer Optikⁱⁱ. Der Grund für diese Methode ist, dass in solch kleinen Bereichen der Betrag des Sinus eines Winkels annähernd gleich dem Betrag des Winkels selbst ist und damit die Berechnung einfacher wird.⁵⁵

Diese Vereinfachungen finden Eingang in diverse weiterführende Formeln wie sie in der Augenoptik gebräuchlich sind. Zur Berechnung der generellen Brechkraft (Sphäre und Zylinder) eines zentrierten optischen Systems sind sie hinreichend genau. Jedoch ändert sich das, wenn sich Objekte außerhalb der optischen Achse befinden, oder das optische System nicht perfekt zentriert ist, so wie es in der realen Welt der Fall ist. Betrachtet man solche Fälle und vergleicht experimentell gefundene Werte mit den berechneten Daten aus der paraxialen Optik zeigt sich eine deutliche Diskrepanz.

ⁱ Willebrord Snel van Roijen (lat. Snellius), holländischer Mathematiker (1580-1626)

ⁱⁱ paraxial: nahe der Achse

3.2.2 Monochromatische Abbildungsfehler höherer Ordnung

Von Seidelⁱ führte 1855 ein neues Berechnungsverfahren für die bis dahin nicht zu erfassenden monochromatischen Optikfehler ein. Dieses Verfahren arbeitet mit einer adäquaten Näherung und erlaubt es, alle relevanten Fehler eines optischen Systems zu berechnen und zu klassifizieren. Die folgende Abbildung zeigt das Prinzip der Näherung.

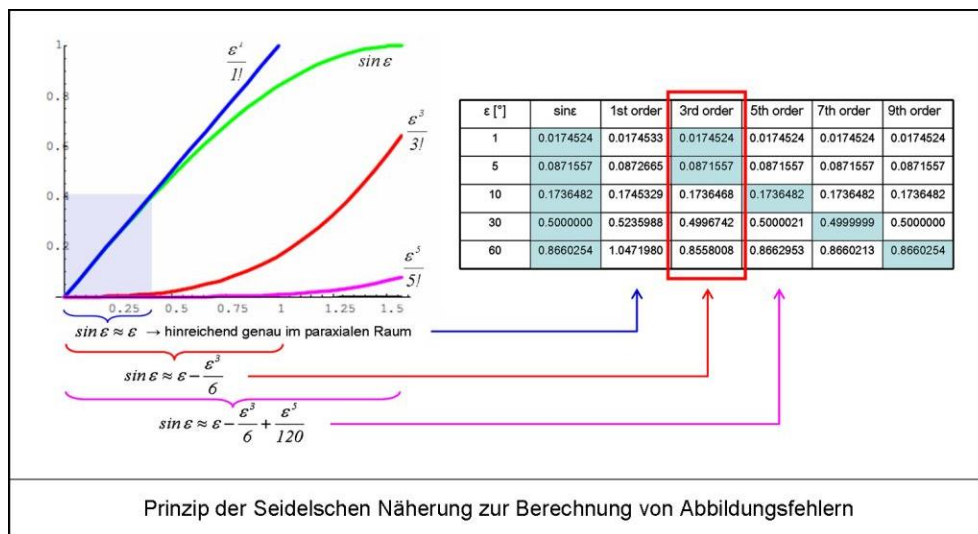


Abb. 7: Zur Berechnung komplexer monochromatischer Abbildungsfehler eines optischen Systems wird die Seidelsche Näherung verwendet. Die korrespondierenden Abbildungsfehler werden jeweils als Seidelscher Abbildungsfehler n-ter Ordnung bezeichnet und anschließend von S_1 bis S_V klassifiziert.¹⁰⁹

Durch die Anwendung des Verfahrens entstehen verschiedene mathematische Ordnungen. Das hat dazu geführt, dass die mit dem ersten Schritt berechneten Abbildungsfehler, die der paraxialen Berechnung entsprechen, als Abbildungsfehler erster Ordnung oder auch Abbildungsfehler niedriger Ordnung bezeichnet werden. Die mit den folgenden Termen zu berechnenden Abbildungsfehler werden als Abbildungsfehler höherer Ordnung bezeichnet.

ⁱ Ludwig Philipp von Seidel, deutscher Mathematiker (1821-1896)

Für die meisten Berechnungen in der Augenoptik ist der erste zusätzliche Schritt der Näherung ausreichend, daher wird dieses Verfahren auch als Third-Order-Theory bezeichnet.

$$\sin \varepsilon = \frac{\varepsilon^3}{3!}$$

Die Klassifikation der monochromatischen Abbildungsfehler höherer Ordnung ist:

- Sphärische Aberration
- Coma
- Astigmatismus schiefer Bündel
- Bildfeldwölbung
- Verzeichnung

Im Folgenden werden die Eigenschaften der Abbildungsfehler beschrieben.

Sphärische Aberration (S_i)

Fällt ein Lichtstrahl parallel zur optischen Achse auf eine sphärische Fläche, so wird er gebrochen. Handelt es sich um eine positiv wirkende Fläche, wird der Strahl zur optischen Achse hin gebrochen. Für alle Abbildungen außerhalb des paraxialen Bereiches gilt nun, dass sich die Brechung in Abhängigkeit von der Einfallshöhe verändert. Je höher der Lichtstrahl auf die Fläche trifft, desto stärker wird er gebrochen. In diesem Falle entsteht dann eine positive sphärische Aberration.

Werden Lichtstrahlen mit zunehmender Einfallshöhe weniger stark gebrochen, handelt es sich um negative sphärische Aberration.

Im Bereich der Auffangebene bewirkt die sphärische Aberration eine undeutliche Abbildung. Im Falle eines abzubildenden Punktes wird anstelle eines klar begrenzten Bildes ein Zerstreungskreis abgebildet.

Die sphärische Aberration ist ein rotationssymmetrischer Abbildungsfehler; sie baut sich zentrisch um die optische Achse herum auf.

Die Korrektur kann mithilfe von Blenden, Linsensystemen oder bestimmten Radienkombinationen vorgenommen werden.

Coma (S_{II})

Die Coma ist in gewisser Weise vergleichbar mit der sphärischen Aberration, jedoch laufen bei ihr die Lichtstrahlen nach der Brechung unsymmetrisch und von der optischen Achse entfernt in die Bildebene. Daher ist das entstehende Bild dem Aussehen nach mit einem Kometenschweif vergleichbar, was diesem Abbildungsfehler seinen Namen gibt.

Die Korrektur ist schwierig, jedoch kann der Fehler mit Linsen bestimmter Radienkombination verringert werden. Die Einbringung von Blenden ist ebenfalls von Vorteil.

Astigmatismus schiefer Bündel (S_{III})

Der Astigmatismus schiefer Bündelⁱ ist ein Abbildungsfehler, der immer dann auftritt, wenn ein Lichtbündel schräg auf eine Fläche trifft. Er äußert sich darin, dass an einer sphärischen Linse ein Astigmatismus entsteht. An einer sowieso schon astigmatisch wirkenden Linse entsteht ein zusätzlicher Astigmatismus. Der Astigmatismus schiefer Bündel entsteht im Unterschied zur Koma auch bei schmalen Strahlenbündeln.

Während die Coma eine reine Folge der unterschiedlichen Einfallswinkel der beteiligten Strahlen ist, resultiert der Astigmatismus schiefer Bündel aus dem unterschiedlichen Querschnitt der beleuchteten Flächen. Der meridionale Teil des Lichtbündels schneidet sich in einem geringeren Abstand hinter Linse als der sagittale. Es ergibt sich ein Konoid, das schräg zur optischen Achse steht. Die Linse hat also in der Meridionalebene eine stärkere Brechkraft als in der Sagittalebene. Es ergibt sich ein Bild, das auf zwei theoretischen Schalen entsteht, nämlich auf einer meridionalen und einer sagittalen Bildschale. Daher rührt auch der Name Zweischalengehler.

Um den Astigmatismus schiefer Bündel zu korrigieren, müssen die sagittale und die meridionale Bildschale denselben Radius haben. Die Wölbung ist damit zwar nicht

ⁱ auch als Zweischalengehler bezeichnet

beseitigt, aber die astigmatische Differenz ist gleich Null. Es bleibt eine Bildschale übrig, die so genannte Petzvalschaleⁱ. Die Grösse des Astigmatismus schiefer Bündel bzw. der astigmatischen Differenz ist abhängig vom Abstand des Objektpunktes von der optischen Achse, der Form der Linse und der Lage der Aperturblende. Je weiter ein Objektpunkt von der optischen Achse entfernt ist, desto größer ist die astimatische Differenz. Der Astigmatismus schiefer Bündel ist in der Augenoptik von großer Bedeutung. Ein Brillenglas hat eine feste Position vor dem sich bewegenden Auge. Durch die Augenbewegung ändert sich der Winkel des betrachteten Strahlenbündels ganz erheblich. Besonders bei höheren Scheitelbrechwerten verursacht so ein Glas im Randbereich massive Unschärfen. Nach Moritz von Rohrⁱⁱ sollte bei punktuell abbildenden Brillengläsern der Astigmatismus schiefer Bündel für einen Winkel von 30° bei Minusgläsern bzw. für 35° bei Plusgläsern korrigiert sein. Heute geht man von kleineren Blickwinkeln aus, weil sich gezeigt hat, dass eine Augenbewegung von 30° praktisch nicht vorkommt. Dadurch können Brillengläser flacher gemacht werden, als sie nach der eigentlichen Berechnung sein müssten, um den Astigmatismus schiefer Bündel zu korrigieren. In der Praxis zeigt sich, dass häufig Gewöhnungsprobleme beim Wechsel auf einen flacheren Brillenglastyp auftreten.

Mit Blick auf die periphere Wahrnehmung von Sehzeichen und die mögliche Auswirkung auf die Beeinflussung einer Kurzsichtigkeit, könnte der Ausgleich des Astigmatismus schiefer Bündel von Bedeutung sein. Denn unkorrigiert wirkt das entstehende Bild im Sinne einer Formdeprivation. Da sich der Astigmatismus schiefer Bündel bislang mit keinem Verfahren komplett ausgleichen lässt, kann die Applikation von Photonensieben hier einen neuen Ansatzpunkt liefern.

ⁱ nach Jozeph Maximilian Petzval, ungarischer Mathematiker (1807-1891)

ⁱⁱ Louis Otto Moritz von Rohr, deutscher Optiker (1868-1940)

Bildfeldwölbung (S_{IV})

Mit dem Astigmatismus schiefer Bündel ist ein weiterer Abbildungsfehler verbunden, den man als Bildfeldwölbung bezeichnet. Es bedeutet, dass ein gerades Objekt gewölbt abgebildet wird. Das ist eine Eigenschaft, die gekrümmte Flächen haben. Gesezt den idealen Fall, dass der Astigmatismus schiefer Bündel korrigiert ist, liegen meridionale und sagittale Bildschale genau übereinander. Die Wölbung des Bildes ist aber immer noch da. Da sich der Astigmatismus schiefer Bündel aber bislang nicht ganz vermeiden lässt, sind auch zwei Bildschalen vorhanden. Damit ergeben sich auch meridional und sagittal unterschiedliche Bildfeldwölbungen.

Die Korrektur der Bildfeldwölbung an einer einzelnen Linse ist nicht möglich. Eine Korrektur kann nur mit Hilfe mehrerer Linsen geschehen. Die Frage ist jedoch, ob man die Bildfeldwölbung überhaupt korrigieren möchte. Das ist vom System abhängig. Bei Brillengläsern beispielsweise ist eine Bildfeldwölbung erwünscht, weil die so genannte Fernpunktkugel ebenfalls gewölbt ist. Diese entsteht, weil das Auge als dynamisches System um den Augendrehpunkt rotiert. Idealerweise fallen diese beiden Schalen dann zusammen.

Verzeichnung (S_V)

Die Verzeichnung ist ein Abbildungsfehler, der sich nicht in einer Unschärfe des Bildes in der Auffangebene bemerkbar macht, sondern in unterschiedlichen Abbildungsmaßstäben. Dadurch kommt es bei einer flachen Auffangebene zu einer kissenförmigen oder tonnenförmigen Verzeichnung, wenn beispielsweise ein quadratisches Objekt abgebildet wird. Als Ursache kommt hierfür die Stellung der Blende im Strahlengang eines optischen Systems infrage. Nimmt man beispielsweise eine Linse mit positivem Brechwert an, dann kommt es zu einer kissenförmigen Verzeichnung, wenn die eine Blende hinter der Linse positioniert wird. Zu einer tonnenförmigen Verzeichnung kommt es, wenn die Blende vor der Linse positioniert wird. Betrachtet man das menschliche Auge, so kann man feststellen, dass sowohl die Hornhaut als auch die Augenlinse als starke Pluslinsen wirken. Die Regenbogenhaut mit der Pupille befindet sich als Blende genau zwischen beiden Systemen, so dass sich die Verzeichnungseffekte auf natürliche Weise minimieren. Die noch verbleibende Verzeichnung wird durch die Wölbung der Netzhaut ausgeglichen, da das Auge nicht flach wie ein Kamerafilm, sondern

kugelförmig aufgebaut ist. Das menschliche Auge stellt also hinsichtlich dieses Abbildungsfehlers ein optimiertes System dar.

Einfluss der Abbildungsfehler höherer Ordnung auf das Sehen

Aufgrund der verhältnismäßig kleinen Eintrittspupille des menschlichen Auges haben bei Brillengläsern Sphärische Aberration, Coma und Verzeichnung keinen erheblichen Einfluss auf die Bildqualität im Bereich der Netzhautgrube.^{14, 48}

Es wird also im zentralen Sehen keine nennenswerte Einschränkung der Sehleistung bemerkt. Astigmatismus schiefer Bündel und eine ungeeignete Bildfeldwölbung können sich jedoch recht negativ auf die messbare Sehleistung auswirken. Daher unternehmen Hersteller von Brillengläsern beträchtliche Anstrengungen, ihre Brillengläser entsprechend zu optimieren. Jedoch ist ein vollkommener Ausgleich beim blickenden Auge in Verbindung mit einem Brillenglas nicht möglich. Die Optimierung eines Brillenglases für einen einzelnen Fehler bedingt zudem häufig die Verschlechterung bezüglich eines anderen Fehlers. Das größte Problem ist hierbei, dass das Auge ein dynamisches System ist, das Brillenglas jedoch die Augenbewegung nicht nachvollziehen kann und damit kontinuierlich dezentriert wird. Daher wird in dieser Arbeit die Applikation von Photonensiebstrukturen und Zonenplatten auf Kontaktlinsen geprüft. Kontaktlinsen vollziehen die Blickbewegungen der Augen nach und bleiben verhältnismäßig stabil zum System zentriert. Die durch Photonensiebe und Zonenplatten erzeugten Bildstrukturen bleiben somit konstant.

3.2.3 Polychromatische Abbildungsfehler

Chromatische Aberration

So wie auch andere optische Systeme tritt am menschlichen Auge neben den monochromatischen Abbildungsfehlern auch Chromatische Aberration als polychromatischer Abbildungsfehler auf. Die Chromatische Aberration wird in Longitudinale und Transversale Chromatische Aberration unterteilt. Beide sind Manifestationen der an optischen Systemen auftretenden Dispersion. Eine einfache Erklärung dafür findet sich in der Brechzahl eines beliebigen optischen Elementes.

Sie wird beschrieben durch das Verhältnis der Lichtgeschwindigkeiten im Vakuum zur Lichtgeschwindigkeit im Medium des betrachteten optischen Elementes. Die entsprechende Formel ist:

$$n' = \frac{c_{\text{Vakuum}}}{c_{\text{Medium}}}$$

Die Lichtgeschwindigkeit wird jedoch ausgedrückt über:

$$c = f \cdot \lambda$$

Es ist zu erkennen, dass die Lichtgeschwindigkeit wellenlängenabhängig ist. Dieser Ausdruck fließt somit in die Brechzahl ein und die Brechzahl ihrerseits geht in das Brechungsgesetz ein (siehe Abschnitt 3.2.1).

$$n \cdot \sin \varepsilon = n' \cdot \sin \varepsilon'$$

Somit ergibt sich für jede Wellenlänge eine andere Brennweite. Für kurzwelliges Licht (z. B. $\lambda = 380 \text{ nm}$) ist sie kürzer und die Brechkraft des optischen Elementes somit höher. Für langwelliges Licht (z. B. $\lambda = 780 \text{ nm}$) ist sie länger und die Brechkraft somit geringer. Die daraus resultierende maximale Brechkraftdifferenz wird als *Longitudinale Chromatische Aberration* bezeichnet.

Damit verwandt ist die *Transversale Chromatische Aberration*. Sie kann ermittelt werden, indem an einem wellenlängenspezifischen Bildort ein Auffangschirm (z. B. die Netzhaut) vorhanden ist. Da die Brennweite für alle anderen Wellenlängen unterschiedlich ist, kommt es zusätzlich zu der klaren In-Focus-Abbildung zu Unschärfen auf dem Schirm bedingt durch die umgebenden Out-of-Focus-Abbildungen. Die Ausdehnung kann gemessen werden und als Transversale Chromatische Aberration angegeben werden.

Chromatische Aberration des menschlichen Auges

Das menschliche Auge verfügt über eine beachtliche Chromatische Aberration, womit in der entsprechenden Literatur gemeinhin die Longitudinale Chromatische Aberration angegeben ist.^{11, 21, 35, 49, 115}

Zum besseren Verständnis wird diese in optometrischen Publikationen in Dioptrien angegeben, wodurch ein direkter Vergleich mit den häufig betrachteten Abbildungsfehlern niedriger Ordnung möglich ist.

Die folgende Abbildung zeigt die chromatische Aberration.

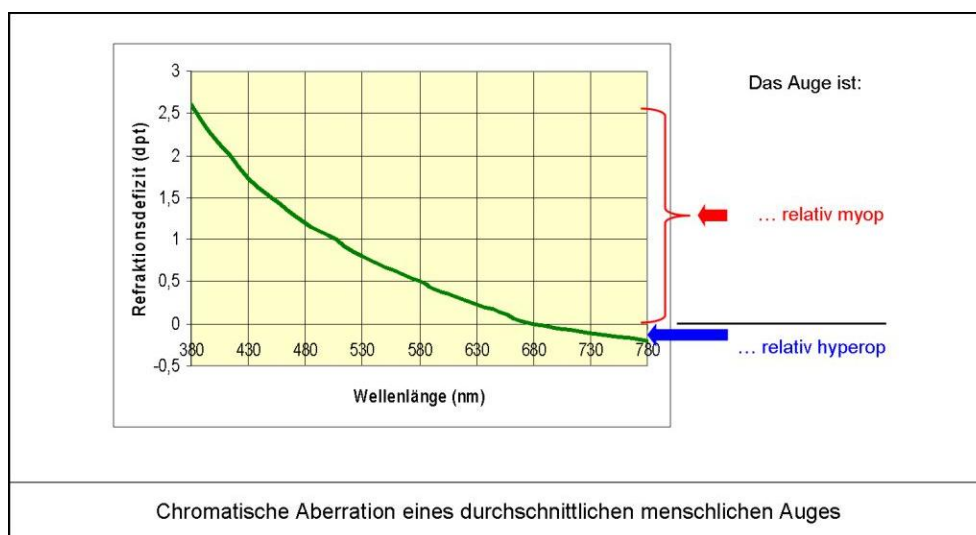


Abb. 8: Die chromatische Aberration des Auges stellt eine Brechwertdifferenz von mehr als 2.50 Dioptrien dar. Diese Differenz ist eine wichtige Ausgangsgröße für die Genauigkeit der Akkommodation und kann mit geeigneten Filtern beeinflusst werden.¹⁰⁵

Es ist zu erkennen, dass die Chromatische Aberration des menschlichen Auges für das Spektrum des sichtbaren Lichtes im Durchschnitt 2.5 Dioptrien beträgt.

3.3 Berechnung und Bestimmung der Sehleistung

Die Sehleistungsbestimmung ist das wichtigste Verfahren zur Beurteilung des Sehvermögens.^{10, 59, 102} Sie dient zu einer Funktionsbeurteilung des visuellen Systems, zur Anpassung der optischen Parameter einer Sehhilfe an die Anforderungen des Sehorgans und zur Kontrolle, ob eine Sehhilfe den gewünschten

Erfolg bringt. In den meisten Fällen wird alleinig die zentrale Sehleistung gemessen. Diese wird als Visus bezeichnet und stellt den Kehrwert der in Winkelminuten gemessenen angularen Sehschärfe dar. Im Allgemeinen werden zur Bestimmung der Sehleistung bestimmte Sehzeichen, so genannte Optotypen, verwendet, die dem zu untersuchenden Auge in einer für den Test vorgegebenen Prüferentfernung dargeboten werden. Die Größe der Optotypen ist genau festgelegt und variiert innerhalb des Testes. Aus der Größe der gerade noch erkannten Buchstaben kann direkt der Visus abgeleitet werden. Als Optotypen kommen Buchstaben, Zahlen, Landoltringe und Snellen-Haken infrage. Mit Blick auf die geringst mögliche Ratewahrscheinlichkeit haben sich Landoltringe als besonders geeignet herausgestellt. In der Praxis ist das häufig allerdings umständlich, da der zu Untersuchende die Richtung der Öffnung des jeweiligen Ringes angeben muss. Das ist für viele Menschen ungewohnt, insbesondere wenn es sich um schräge Öffnungslagen handelt. Daher wird in der Praxis meistens mit Buchstaben gearbeitet. Damit die Buchstaben einer bestimmten Größe mit konstanter Wahrscheinlichkeit identifiziert werden können, müssen sie in etwa gleich viele Detailinformationen enthalten. Aus diesem Grund kommen nur ausgewählte Buchstaben zum Einsatz. Optotypen auf modernen Sehprobentafeln weisen Größenverhältnisse von Höhe zu Breite zu Strichstärke von 5 zu 5 zu 1 oder von 5 zu 4 zu 1 auf.^{37, 90}

Zu Konstruktionszwecken lässt sich die Größe von Optotypen durch einen einfachen geometrischen Zusammenhang berechnen. Soll beispielsweise ein Landoltring für eine bestimmte Entfernung berechnet werden, ist zu berücksichtigen, dass der Visus über die Lückenbreite gegeben ist. Die Formel zur Berechnung lautet:

$$\text{Lückenstärke} = \tan \frac{\text{Visus}^{-1}}{60} \cdot \text{Prüferentfernung}$$

Soll ein Landoltring für einen Visus von 1.0 und eine Referenzentfernung von 6 m berechnet werden, so hätte dieser eine Lückenbreite von 1.74 mm sowie eine Höhe und Breite von $5 \times 1.74 \text{ mm} = 8.7 \text{ mm}$.

3.4 Grenzen der Sehleistung

3.4.1 Allgemeines

Der Vorgang des Sehens eines Objektes ist ein komplexer Vorgang und mehr als der physikalische Vorgang der Lichtbrechung. Bevor ein Objekt erkannt wird, muss es wahrgenommen, aufgelöst und identifiziert werden. Dazu ist eine Abfolge gut ausbalancierter neuronaler Prozesse erforderlich. Die reine optische Abbildung im menschlichen Auge stellt nur einen, allerdings sehr wichtigen, Teil des Sehens dar. Die Funktion, die zur Erkennung des kleinsten in einem Raum angeordneten Details führt, wird als räumliches Auflösungsvermögen bezeichnet.²⁴

Für die Bestimmung der Sehleistung eines Menschen gibt es verschiedene wichtige Größen, die voneinander unterschieden werden müssen. Es handelt sich dabei um:

- Wahrnehmung (Minimum perceptibile)
- Auflösungsvermögen (Minimum separabile)
- Lesevermögen (Minimum legibile)
- Noniensehschärfe
- Gittersehschärfe

3.4.2 Wahrnehmung

Die Wahrnehmungsschwelle (Minimum perceptibile) ist gegeben durch den kleinsten Durchmesser und die geringste Helligkeit eines gerade eben noch erkannten Punktes. Helligkeit und Größe müssen dabei den notwendigen Schwellenwert überschreiten, so dass es zu einer Reizauslösung im visuellen Prozess kommt. Nicht nur der Aufbau des Testes, sondern auch die Adaptation der Testperson ist hier von großer Bedeutung. Generell werden die Testpersonen zuvor dunkeladaptiert. Dieser Test ist daher zur Bestimmung der Sehleistung nicht als Routine in Verwendung.

3.4.3 Auflösungsvermögen

Das Auflösungsvermögen (Minimum separabile) ist die entscheidende Größe, wenn es um die Bestimmung der Sehleistung in der täglichen Praxis geht. Das Minimum separabile liegt der Bestimmung des Visus zugrunde. Es besagt, dass sich zwei

benachbarte Objektdetails erst dann als getrennt voneinander wahrnehmen lassen, wenn sich zwischen den gereizten Netzhautelementen mindestens ein ungereiztes Netzhautelement befindet. In der folgenden Abbildung ist das dargestellt.

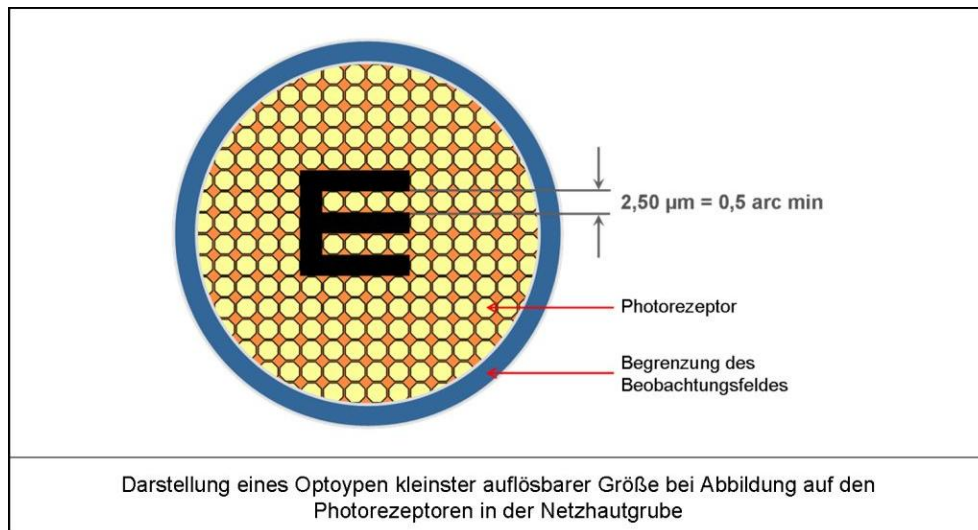


Abb. 9: Die Grenze der Auflösung eines Sehzeichens durch die menschliche Netzhaut ist erreicht, wenn zwischen den stimulierten Photorezeptoren mindestens ein Bereich nicht stimulierter Photorezeptoren liegt.¹⁰⁸

Damit sind für das Auflösungsvermögen des menschlichen Auges die Größe und der Abstand der Photorezeptoren wesentliche Größen. Letztendlich limitieren sie die maximal erreichbare Sehleistung. Williams und Coletta haben nachgewiesen, dass die durch den Abstand der Netzhautelemente gegebene natürliche Auflösungsgrenze einen maximalen Visus von 2.0 erlaubt.¹²⁰ Dies stimmt mit der in zahlreichen Studien gefundenen maximalen Sehleistung überein. In der Abbildung auf der folgenden Seite findet sich der Zusammenhang zwischen der Sehzeichengröße und dem zu seiner Erkennung erforderlichen Mindest-Visus des menschlichen Auges.

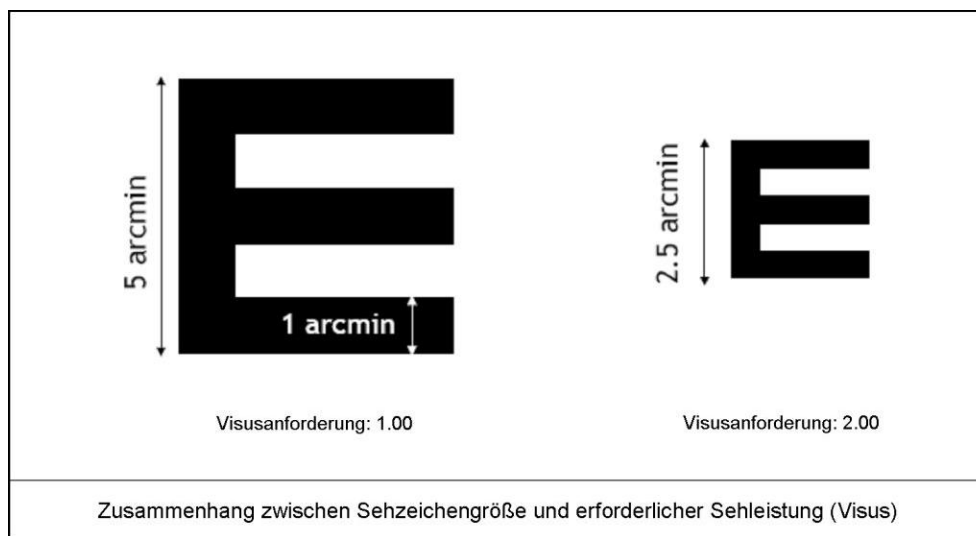


Abb. 10: Aus der Größe der Sehzeichen in Bogenminuten kann die Anforderung an das visuelle System errechnet werden.¹⁰⁸

Entscheidende Faktoren mit Einfluss auf die Sehleistung eines Menschen sind aus optischer Sicht:

- die Abbildungsqualität der optischen Komponenten
- die Packungsdichte der Netzhautelemente als auflösende Strukturen
- die Beugung an der Pupille des Auges

Die Beugung an der Augenpupille spielt für die Qualität des Netzhautbildes insbesondere bei kleinen Pupillendurchmessern eine Rolle.^{6, 17} Dies ist bei heller Umgebungsleuchtdichte und bei Nahakkommodation der Fall. Bestimmte Medikamente, wie z.B. Pilocarpin Augentropfen können zu einer Verringerung des Pupillendurchmessers führen und somit als Nebeneffekt einen Einfluss auf die Sehleistung haben.

3.4.4 Lesevermögen

Neben dem Auflösungsvermögen spielt zur Erkennung von Formen, Buchstaben und Zahlen das Lesevermögen eine wichtige Rolle. Der Schwellenwert für das richtige

Erkennen einer Buchstabenfolge wird als Minimum legibile bezeichnet. Neben rein zerebralen Prozessen spielt auch ein intaktes Gesichtsfeld eine wesentliche Rolle für die Lesefähigkeit.

3.4.5 Noniensehschärfe

Mit einem Test, der von der Testperson die Ausrichtung zweier Noniuslinien erfordert, kann die Noniensehschärfe überprüft werden. Bei einem Verschieben der Noniuslinien ändern sich Anzahl und Verteilung der erregten Rezeptoren im Mosaik der Netzhaut. Positionsänderungen, die viel kleiner sind als der Durchmesser eines Photorezeptors können damit wahrgenommen werden. Die folgende Abbildung zeigt die Reizung der Netzhautelemente beim Vorhandensein zweier leicht gegeneinander versetzter Noniuslinien.

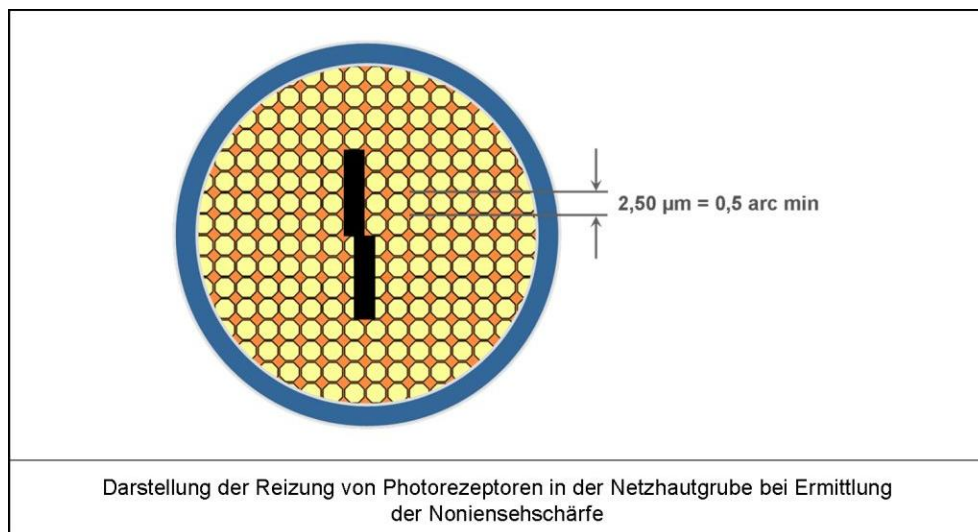


Abb. 11: Bei Ermittlung der Noniensehschärfe müssen sich die benachbarten Bereiche stimulierter Photorezeptoren unterscheiden. Die so ermittelte Sehleistung ist höher als die normale Sehleistung und wird als Hyperacuity bezeichnet.¹⁰⁸

Die Noniensehschärfe ist somit viel höher als das Auflösungsvermögen. Vorsicht ist geboten, denn gelegentlich werden beide miteinander verwechselt. Die so genannte Hyperacuity, also Supersehschärfe meint die Noniensehschärfe. Im selben Auge ist das Auflösungsvermögen, also der eigentliche Visus, aber deutlich niedriger.

3.4.6 Gittersehschärfe

Zur Beschreibung der Abbildungsqualität eines optischen Systems wird in technisch optischen Anwendungen die Modulationsübertragungsfunktion bevorzugt. Diese Funktion beschreibt, mit welchem Kontrastverlust Gittermuster mit sinusförmigem Intensitätsprofil und unterschiedlicher Ortsfrequenz abgebildet werden. Aus der Modulationsübertragungsfunktion ergibt sich eine Grenzfrequenz, oberhalb derer ein Gitter prinzipiell nicht mehr als solches abgebildet, bzw. wahrgenommen werden kann. Die Ortsfrequenz des Gitters wird dabei in Zyklen pro Grad Sehwinkel (cpdⁱ) angegeben. Sie steht, wie in der Abbildung gezeigt, mit der Sehzeichengröße und dem zur Auflösung erforderlichen Visus in direktem Zusammenhang.

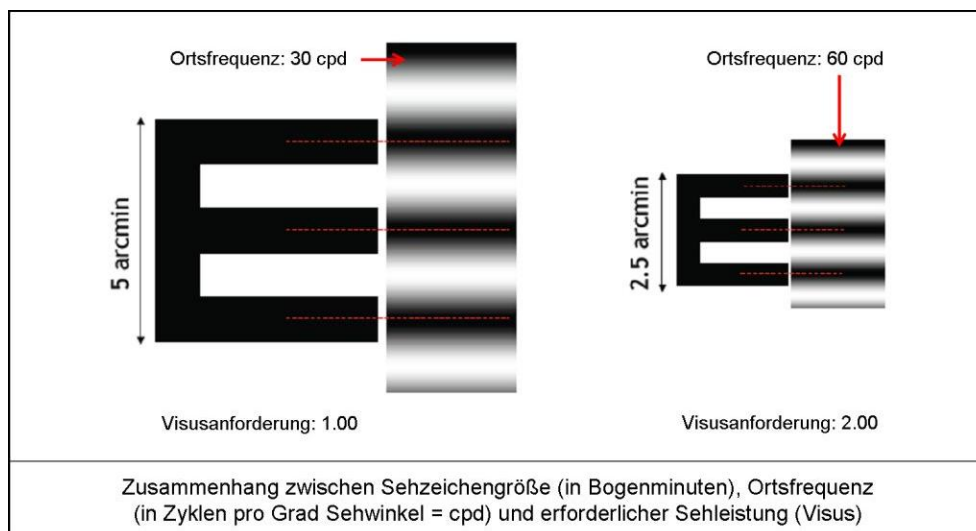


Abb. 12: Die normale Sehleistung wird ermittelt mit klassischen Sehzeichen, deren Größe in Bogenminuten angegeben wird. Die Gittersehschärfe steht in einem engen Zusammenhang dazu und wird in Zyklen pro Grad Sehwinkel (60 Minuten) angegeben. Beide lassen sich daher gut auseinander berechnen.¹⁰⁸

ⁱ von engl. *cycles per degree*

Die Grenzfrequenz ergibt sich bei einem optischen System mit dem einem bestimmten Blendendurchmesser aus der Formel

$$R_G = \frac{1}{\arctan\left(\frac{\lambda}{D}\right)}$$

In dieser Formel ist R_G die Grenzfrequenz, λ die Wellenlänge des einfallenden Lichtes und D der Blendendurchmesser. Im Falle des menschlichen Auges ist D der Pupillendurchmesser. Die Grenzfrequenz hängt bei einer ansonsten fehlerfreien Abbildung ausschließlich von der Pupillengröße und der Wellenlänge des Lichts ab. Bei einer Anwendung auf das menschliche Auge kann aus der Grenzfrequenz ein Wert für den „maximal möglichen Gittervisus“ über die folgende Formel berechnet werden.

$$\text{Grenzvisus} = R_G \cdot \frac{(\text{Linien} / \text{Grad})}{30}$$

Dieser Visus kann selbst bei einem vollkommen perfekten Auge prinzipiell nicht überschritten werden. Die folgende Tabelle gibt einige Beispiele für die Grenzfrequenz und den Grenzvisus für grünes Licht ($\lambda = 555 \text{ nm}$) an.

Pupillendurchmesser	Grenzfrequenz R_G	Grenzvisus
0.5 mm	15.7	0.52
1.0 mm	31.4	1.05
2.0 mm	62.8	2.09
3.0 mm	94.2	3.14
4.0 mm	125.6	4.19
5.0 mm	157.0	5.23
6.0 mm	188.4	6.28

Nach der Beugungstheorie ist bei sehr großen Pupillen demzufolge ein sehr hoher Gittervisus möglich. So ergibt sich bei 6 mm Pupillendurchmesser ein maximal denkbarer Visus von 6.28. Solche extrem hohen Werte werden in der Praxis allerdings nicht erreicht, weil der Abstand der Photorezeptoren in der Netzhaut nicht klein genug und das Auflösungsvermögen dadurch begrenzt wird. Bei einem

kleineren Pupillendurchmesser von 2 mm korreliert der maximale Gittervisus von 1.84 recht gut mit dem von Williams und Coletta gefundenen maximalen Auflösungsvermögen des menschlichen Auges von 2.0.¹²⁰

3.5 Wahrnehmung von Reizen im Gesichtsfeld

3.5.1 Die klassische Messung des Gesichtsfeldes

Mit dem Begriff Gesichtsfeld bezeichnet man alle Bereiche des Objektraumes, die bei ruhiger und gerader Kopfhaltung und geradeaus gerichtetem, bewegungslosen Blick visuell erfasst werden können. Jedes Auge liefert sein eigenes Gesichtsfeld. Dieses wird dann als monokulares Gesichtsfeld bezeichnet. Sind beide Augen voll funktionstüchtig, ergibt sich das binokulare Gesichtsfeld. Dieses kann eine Ausdehnung von horizontal bis etwa 210° und vertikal etwa 60° nach oben und 70° nach unten aufweisen.⁹ Interindividuelle Schwankungen sind hierbei aber typisch, zumeist bedingt durch anatomische Gegebenheiten wie zum Beispiel aufgrund der Schädelform. Das Verfahren zur Prüfung des Gesichtsfeldes bezeichnet man als Perimetrie, wobei man zwischen dynamischer und statischer Perimetrie unterscheidet. Haupteinsatzzweck der Perimetrie ist Früherkennung visueller Einschränkungen bei Augenerkrankungen, sowie deren Überwachung. Die meisten Perimetrieverfahren beurteilen die parazentrale und periphere Kontrastempfindlichkeit. Dabei wird der Kontrast eines dargebotenen Stimulus in einer logarithmischen Skala relativ zum Kontrast des Stimulus verändert und somit der Schwellenwert für die Erkennbarkeit herausgefiltert. Ein Vergleich mit altersgerechten Normwerten wird im Anschluss daran vorgenommen.

3.5.2 Periphere Erkennbarkeit von Sehzeichen und Fehlsichtigkeit

Im Rahmen dieser Arbeit ist die Untersuchung des Gesichtsfeldes per se nicht von Bedeutung, jedoch gibt es einen interessanten Ansatz mit Hinblick auf die Progression der Kurzsichtigkeit der Augen. Demnach besteht unter anderem ein

deutlicher Zusammenhang zwischen lang anhaltender intensiver Naharbeit, z.B. am Computer und der Entwicklung einer Kurzsichtigkeit.^{51, 93, 114} Und aus diesem Zusammenhang wird im Abschnitt 11.5 dieser Arbeit die Konstruktion zweier neuartiger Korrektionsmittel abgeleitet.

Earl Smith stellte in einer Studie an Primaten fest, dass die Qualität der Darbietung von Sehreizen im Bereich des mittelperipheren und peripheren Gesichtsfeldes einen großen Einfluss auf das Längenwachstum des Auges und somit auf die Ausbildung und den Grad der Kurzsichtigkeit hat.¹⁰⁰ Die Beeinflussung der Eigenschaften der dargebotenen Bilder in diesen Bereichen könnte somit eine Steuerung der Kurzsichtigkeit bedeuten.⁷⁴ Im Bereich des Visiontrainings, das vorrangig in Amerika populär ist, gibt es ein Test- und Übungsverfahren, mit dem die Erkennung von Buchstaben im nicht-zentralen Gesichtsfeld erfasst und über ein Training verbessert werden. Über den Weg der Steigerung der peripheren Wahrnehmung Dieser Test wird als MacDonald Test bezeichnet und ist in der folgenden Abbildung dargestellt.

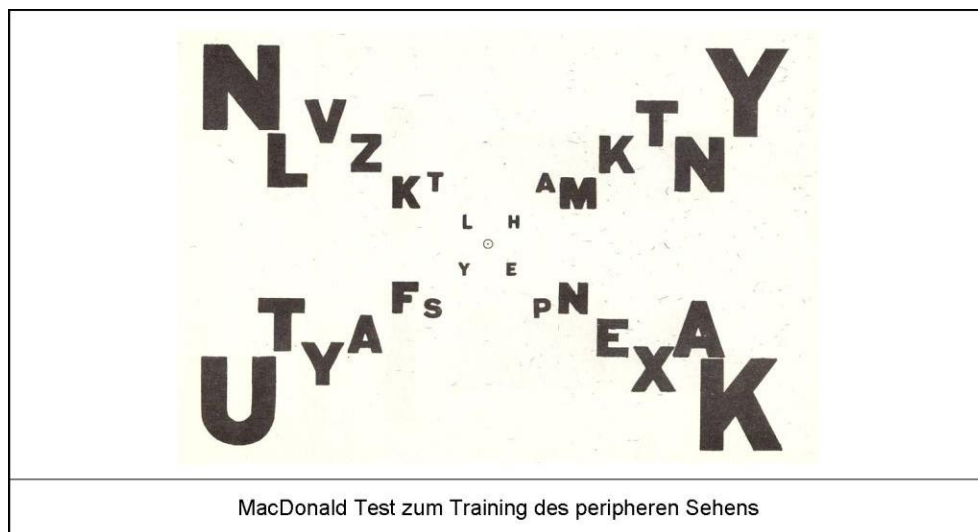


Abb. 13: Beim McDonald Test fixiert der Proband das Objekt in der Mitte und muss anschließend die benachbarten Buchstaben in konzentrischer Reihenfolge von innen nach außen lesen ohne die Fixation zu ändern. Der Test dient zur Eingangsbeurteilung, als Übung und/oder zur Verlaufskontrolle der Ausdehnung des visuell-kognitiven Feldes.⁴³

Der Anwender dieses Testes fixiert dabei mit einem Auge den Buchstaben in der Mitte. Das andere Auge ist geschlossen. Mit unbewegtem Auge müssen nun die weiter außen liegenden Buchstaben erkannt und vorgelesen werden. Die nach außen hin größer werdenden Buchstaben korrelieren mit dem natürlicherweise

reduzierten Visus in diesen Bereichen der Netzhaut. In Untersuchungen durch Arbeitsgruppen der amerikanischen OEPFⁱ zeigte sich, dass bei Personen mit Kurzsichtigkeit eine Einschränkung der peripheren sensorischen Wahrnehmung vorhanden ist.⁴² Da bei diesem Test peripherer Visus und Formensinn angesprochen werden, besteht offensichtlich kein Zusammenhang zwischen einer Unterdrückung des Formenbildes und den Messergebnissen bei einer klassischen Gesichtsfelduntersuchung.^{99, 117} Man vermutet als initialen Mechanismus ein Defocussiertes Bild in der Netzhautperipherie. Aufgrund der Augenform ist es möglich, dass eine ausgedehnte Bildschale im Bereich der Netzhaut zentral fokussiert in der Netzhautgrube liegt und in der Mittlerperipherie einen deutlichen Defocus zeigt.⁸⁰ Dieses kann mit einem normalen Sehleistungstest nicht aufgedeckt werden, da hier ja nur die Wahrnehmung der Abbildung in der Netzhautgrube geprüft wird. Bezogen auf die Fläche der Netzhaut stellt die Fovea nur einen Anteil von 1 Promille dar.⁹ Zum Zwecke einer guten Detailerkennung ist dieser Teil im visuellen Kortex des Gehirns überrepräsentiert. Eine Verschlechterung der Sehleistung in diesem Bereich wird sofort bemerkt, eine Verschlechterung der peripheren Sehleistung, solange es sich nicht um pathologische Defekte handelt, wird demgegenüber allerdings nicht adäquat bemerkt. Aktive Suppressionsmechanismen sind für diesen Effekt verantwortlich. Aus optischer Sicht weiß man, dass die Netzhaut aber nahezu komplett als Auffangebene visueller Reize genutzt wird.⁹ Der größte Teil dieser bildlichen Informationen wird jedoch zugunsten der Auswertung der Abbildung in der Netzhautgrube für die Detailerkennung gehemmt. Allerdings werden die Informationen in anderen Bereichen des Gehirns für zerebrale Informationsverarbeitung genutzt.⁴² Daraus kann resultieren, dass eine unter lang anhaltendem visuellen Stress, in Verbindung mit bestimmten Defocuskriterien in der Nähe, resultierende Einschränkung des sensorischen Gesichtsfeldes resultiert, die vom Individuum nicht bemerkt wird. Diese sensorische Formdeprivation kann als einer der Auslöser für eine Progression der Myopie betrachtet werden. (vgl. Earl Smith¹⁰⁰) Aus Studien von Hofer, Guirao und Artal ist bekannt, dass bei Akkommodation die im Auge auftretende sphärische

ⁱ OEPF = Optometric Extension Program Foundation (www.oepf.org)

Aberration einen kompletten Vorzeichenwechsel erfährt.^{41, 47} Im statistischen Mittel tritt demnach beim Blick in die Ferne eine positive sphärische Aberration auf. Hier wird das Licht in den Bereichen nahe dem Pupillenrand stärker gebrochen als in der Mitte. Damit tragen diese peripheren Bereiche zu einem myopen Defocus bei. Beim Blick in die Nähe schlägt dieser Effekt in das Gegenteil um. Ein peripher hyperoper Defocus entsteht. Das ist normalerweise nicht störend, da beim Blick in die Nähe eine über den Parasympathicus gesteuerte Verkleinerung der Pupille, die so genannte Nahmiosis, einsetzt. Das erhöht einerseits die Schärfentiefe, andererseits verhindert es die Abbildung mit peripher hyperopen Defocus. Wird das Individuum aber unter Stress beim visuellen Arbeiten in der Nähe gesetzt, kommt es zu einer gesteigerten Aktivität des Sympathicus. Dieser bewirkt eine Vergrößerung der Pupille und eine Tendenz zur Desakkommodation.^{112, 122} Das visuelle System wird unter Spannung gesetzt und in der Peripherie der Netzhaut kann in vielen Fällen ein hyperoper Defocus festgestellt werden, der wie eine sensorische linseninduzierte Formdeprivation wirkt. Dieses kann für einen Anstieg der Kurzsichtigkeit verantwortlich sein.^{75, 100-101} Chan et al untersuchten die Unschärfe auf der Netzhaut (gemessen über den Durchmesser von Zerstreuungskreisen) in Abhängigkeit von unterschiedlichen Pupillendurchmessern. Sie fanden, dass sich die Unschärfe des Bildes beim Übergang von 2 mm zu 5.8 mm Pupillendurchmesser in Verbindung mit einem Defocus von rund 2 Dioptrien fast vervierfacht.¹⁸

Die Übungen im Rahmen des Visiontrainings setzen auf eine kontinuierliche Penetration der Stimulation, in dem der Anwender über einen Zeitraum von Monaten (oder Jahren) täglich mit dem Test arbeitet.

3.5.3 Einsatz von Photonensieben als fundamental neuer therapeutischer Ansatz

Ein anderer Ansatz liegt darin, die periphere reduzierte Bildqualität aufgrund eines hyperopen Defocus von vorneherein zu vermeiden, ohne jedoch die zentrale Abbildung zu verändern. Mit klassischen Brillengläsern oder Kontaktlinsen ist das bislang nicht möglich.

Diese Aufgabe könnte ein auf eine Kontaktlinse appliziertes Photonensieb übernehmen, das nur in der Peripherie der Linse arbeitet und den zentralen Bereich komplett unbeeinflusst lässt. Verschiedene Verfahren, wie Orthokeratologie oder

LASIK zeigen bereits, dass es nicht die Formdeprivation generell ist, die für die Beeinflussung der Kurzsichtigkeit verantwortlich ist, sondern die Richtung der Defocussierung.^{50, 71} Im Sinne der Kontrolle der Kurzsichtigkeit ist demnach ein myoper Defocus in der Peripherie von Vorteil.

Somit könnte das Photonensieb in dieser Ringstruktur quasi standardmäßig mit einem Defocus von beispielsweise 2.00 Dioptrien auf verschiedene Kontaktlinsen appliziert werden. In weiteren Studien müsste der genaue dioptrische Betrag dieses Bereiches bestimmt werden. Dabei wäre zu klären, ob es interindividuell große Schwankungen gibt, oder ob man mit einem Mittelwert arbeiten kann und die Kontaktlinsen von vorneherein entsprechend bearbeiten kann.

Diese Arbeit konzentriert sich darauf, zweckentsprechende optische Designs zu berechnen, die fertigungstechnische Machbarkeit zur Applikation von Photonensieben und Zonenplatten auf formstabile Kontaktlinsen zu prüfen, sowie die Qualität der optischen Abbildungen der so erzeugten diffraktiven optischen Elemente zu überprüfen.

4 Beugung des Lichtes und dessen Bedeutung für die Sehleistung

4.1 Allgemeines zur Theorie des Lichtes

4.1.1 Wellentheorie

Die Wellennatur des Lichts wurde erstmalig im Jahre 1678 durch Huygensⁱ beschreiben. Das von ihm formulierte „Huygenssche Prinzip“ begründete die Gesetze der Lichtreflexion und -brechung. Augustin Jean Fresnel lieferte 1815 eine exakte mathematische Theorie der Interferenz- und Beugungsphänomene und versuchte als erster, die Wellenlänge des Lichts zu messen. Infolge der Wellennatur wird Licht beim Durchgang durch einen Spalt oder eine Blende von seiner ursprünglichen Richtung abgelenkt und dringt auch in den eigentlich nicht beleuchteten Schattenraum vor. Durch die Interferenz können sich Lichtwellen gegenseitig auslöschen.

4.1.2 Teilchentheorie

Die Teilchennatur des Lichts folgt aus experimentellen Beobachtungen zur Lichtabsorption und -emission. Ein Teilchenmodell wurde 1675 von Newtonⁱⁱ vorgestellt, die „Emanations- oder Korpuskeltheorie“. Newtons Vorstellungen mussten dann jedoch der Wellenmechanik weichen, denn Fresnelⁱⁱⁱ konnte beweisen, dass die Annahme der wellenförmigen Natur des Lichts ausreicht, um alle damals beobachtbaren Erscheinungen des Lichts in allen Einzelheiten zu erklären.

ⁱ Christiaan Huygens, holländischer Mathematiker (1629-1695)

ⁱⁱ Sir Issac Newton, englischer Physiker, Mathematiker, Astronom (1643-1727)

ⁱⁱⁱ Augustin Jean Fresnel, französischer Physiker (1788-1827)

4.1.3 Welle-Teilchen-Dualismus

Einsteinⁱ ließ die Teilchenvorstellung 1905 wieder auferstehen. Er erkannte aus Experimenten zum photoelektrischen Effekt, dass Licht aus vielen einzelnen „lokalisierten Energiequanten“ besteht. Diese „Lichtquanten“ werden seit 1926 meist mit dem Wort „Photonen“ bezeichnet.

Da somit belegt ist, dass das Licht gleichzeitig Wellen- und Teilcheneigenschaften besitzt, wurde der „Welle-Teilchen-Dualismus“ eingeführt. Je nach Anwendungsfall wird das eine oder das andere Modell verwendet.

4.2 Beugung des Lichtes an einer Kreisblende

Wie auch an einem einfachen optischen Spalt wird Licht an einer kreisförmigen Blende gebeugt. Die mathematischen Verhältnisse sind hierbei jedoch komplizierter, da anstelle der einfachen Sinusfunktion, wie sie bei Beugung am Spalt verwendet wird, die Besselfunktionⁱⁱ J_1 tritt. Diese kann als unendliche Reihe in der folgenden Form dargestellt werden.

$$J_1(\gamma) = \frac{\gamma}{2} - \frac{\left(\frac{\gamma}{2}\right)^3}{1! \cdot 2!} + \frac{\left(\frac{\gamma}{2}\right)^5}{2! \cdot 3!} - \frac{\left(\frac{\gamma}{2}\right)^7}{3! \cdot 4!} + \frac{\left(\frac{\gamma}{2}\right)^9}{4! \cdot 5!} - \dots$$

Dabei berechnet sich der Beugungsparameter γ wie folgt.

$$\gamma = \frac{1}{2} \cdot k \cdot D \cdot \sin \alpha$$

Wobei D der Blendendurchmesser ist.

ⁱ Albert Einstein, deutsch-schweizerisch-amerikanischer Physiker (1879-1955)

ⁱⁱ nach Friedrich Wilhelm Bessel, deutscher Astronom und Mathematiker (1784-1846)

Aus der unendlichen Reihe der Besselfunktion folgt, dass $2J_1(\gamma)/\gamma$ für $\gamma \rightarrow 0$ gegen den Grenzwert 1 geht.

Daher wird anstelle der *sinc-Funktion*, wie sie bei Spaltbeugung auftritt, die *jinc-Funktion* verwendet. Bemerkenswert sind die bei $J_1(\gamma)$ auftretenden nicht gleichabständigen Nulldurchgänge und die rascher abnehmende Amplitude. Die erste Nullstelle der *sinc-Funktion* (Beugung am Spalt) liegt bei $\gamma = \pi$. Die erste Nullstelle der *jinc-Funktion* (Beugung an der Kreisblende) liegt bei $\gamma = 3.832$.

In der folgenden Abbildung sind Intensität und Amplitude einer *jinc-Funktion* dargestellt.

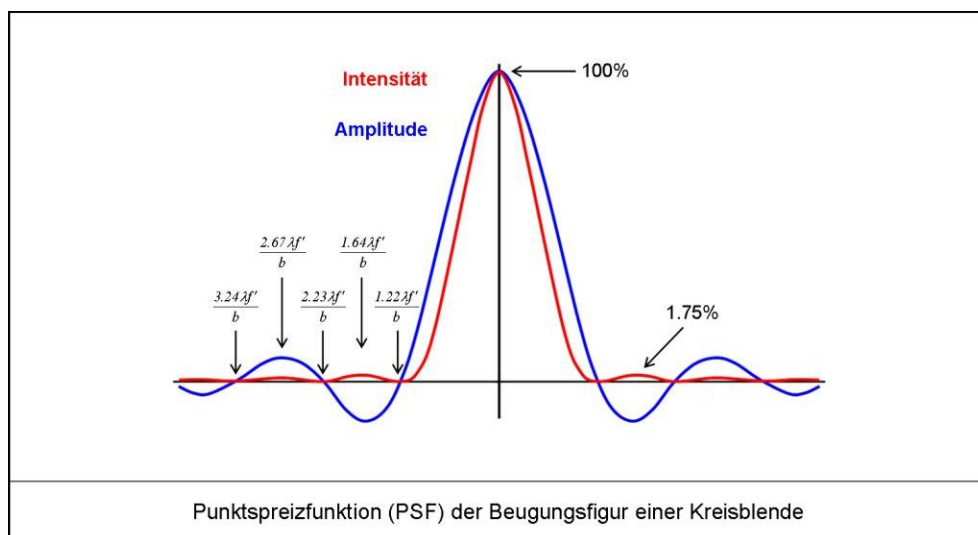


Abb. 14: Schematische Darstellung von Intensität und Amplitude der Punktspreadsfunktion wie sie bei Beugung des Lichtes an der menschlichen Pupille auftritt und somit die Auflösung der Optik begrenzt. Einfluß auf die Sehleistung hat wegen der geringen Intensität der Nebenmaxima nur die Breite des Hauptmaximums.¹¹¹

Ist die Kreisblende beispielsweise die menschliche Pupille, dann kann die obige Abbildung die auf der Netzhaut vorhandene Punktspreadsfunktion sein. Für den Einfluss auf die visuelle Wahrnehmung ist die Intensität das entscheidende Kriterium.

4.2.1 Intensität des Beugungsbildes

Die Beugungsintensität kann wie folgt berechnet werden:

$$I(\gamma) = I_0 \left(\frac{J_1(\gamma)}{\gamma} \right)^2$$

Die Beugungsfigur weist eine Rotationssymmetrie auf. Das Hauptmaximum der Intensität I_0 liegt bei $\alpha = 0$. Das erste Minimum wird, wie zuvor beschrieben, bei der ersten Nullstelle der *jinc-Funktion*, bei $\gamma_1 = 3.832$ beobachtet.

Eine Möglichkeit der Berechnung des Beugungseffektes besteht in der Beschreibung des Beugungsbildes in einem großen Abstand hinter einer beugenden Öffnung. Dieses Verfahren ist die Fraunhofersche Beugungsnäherung. Das gleiche Beugungsbild findet man auch in der Bildebene einer fehlerfreien Linse, denn die Linse verschiebt das Fraunhofersche Beugungsbild in diese Ebene.

Komplizierter ist die Berechnung von Beugungsbildern kurz hinter einem beugenden Hindernis. Dieser Bereich wird durch die die Fresnel-Kirchhoffsche Beugungsnäherung beschrieben. Diese ist für das menschliche Auge relevant, denn gemäß der Daten des Modellauges nach Gullstrand (siehe Abschnitt 2.4.1) befindet sich die Netzhaut 20.4 mm hinter dem vorderen Scheitel der Augenlinse, die unmittelbar hinter der Regenbogenhaut liegt. Die durch die Regenbogenhaut gebildete Pupille fungiert als kreisförmige Blende des optischen Systems. Werden diffraktive optische Strukturen auf Kontaktlinsen appliziert, so kann deren Distanz zur Netzhaut in etwa mit der Augenlänge gleichgesetzt werden, da Kontaktlinsen unmittelbar auf dem Auge sitzen und mit rund 0.15 mm Mittendicke auch sehr dünn sind.

Fällt ein paralleles Lichtbündel senkrecht auf das Auge oder auf eine kreisförmige Blende, so entsteht auf der Netzhaut hinter der Blende ein kreisförmiges, unscharfes Beugungsbild, das von einem Ringsystem umgeben ist. Die Abbildung auf der folgenden Seite zeigt die Lichtamplitudenverteilung als Funktion des Ortes.



Abb. 15: Räumliche Darstellung der Verteilung der Lichtmenge nach Beugung an einer Pupille bei einem ansonsten fehlerfreien optischen System. Grafik nach Wesemann¹⁸

4.2.2 Ausdehnung des Beugungsbildes

Der zentrale Lichtfleck des Beugungsbildes enthält insgesamt 84% der gesamten Lichtmenge und wird als „Airy-Disc“ bezeichnetⁱ. 16 Prozent des Lichts entfallen auf alle Beugungsringe. Für den Einfluss auf den Sehprozess ist der Winkel unter dem das erste Beugungsminimum auftritt besonders wichtig.

Auf das menschliche Auge bezogen beschreibt dieser Winkelabstand $\beta_{1.Min}$ den Sehwinkel zwischen dem zentralen Lichtmaximum und dem ersten dunklen Beugungsring.

Man kann diesen Winkel $\beta_{1.Min}$ mit der folgenden Formel beschreiben.

$$\beta_{1.Min} = 1.22 \cdot \arcsin\left(\frac{\lambda}{D}\right)$$

ⁱ nach Sir George Biddell Airy (1801-1892)

In einer vereinfachten bildlichen Darstellung sieht das wie folgt aus.

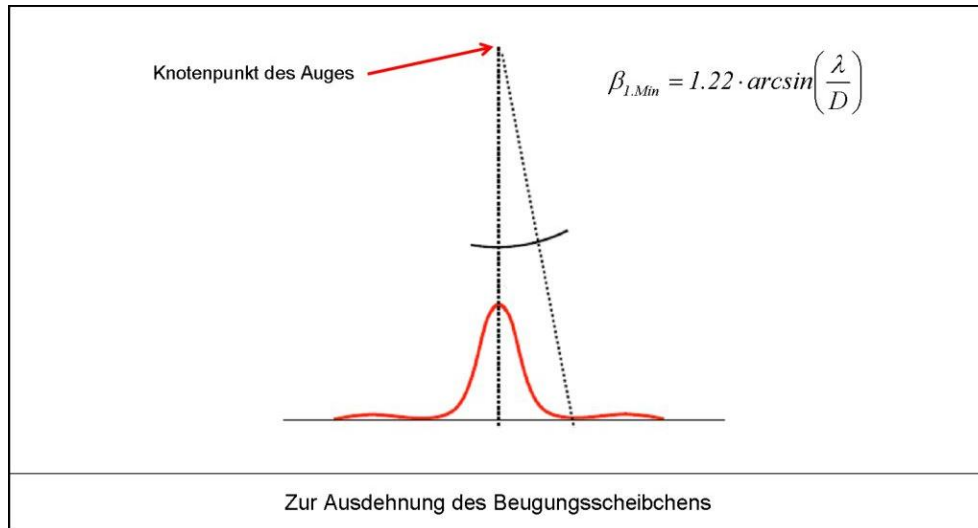


Abb. 16: Berechnung der Ausdehnung des Beugungsscheibchens an einem menschlichen Auge in Abhängigkeit von der Wellenlänge des Lichtes und dem Pupillendurchmesser.¹⁰⁵

Bei einer Kreisblende ist der Winkel, unter dem das erste Minimum erscheint um den Faktor 1.22 größer als bei der Beugung an einem Spalt. Der Abstand der Beugungsminima und -maxima ist bei der Kreisblende nicht konstant, sondern er nimmt von innen nach außen langsam ab.

Wenn das Auge zusätzliche geometrisch-optische Abbildungsfehler (Aberrationen) aufweist, ist das zentrale Beugungsscheibchen etwas dunkler als bei einer fehlerfreien Linse. Infolge der Aberrationen fließt Lichtenergie in die Nebenminima und -maxima. Die ausgeprägte Ringstruktur verschwindet. Für ein als optisch fehlerfrei angenommenes Auge können die Radien des jeweiligen Beugungsscheibchens in Abhängigkeit vom Pupillendurchmesser gut berechnet werden.

Im Diagramm auf der folgenden Seite ist das dargestellt.

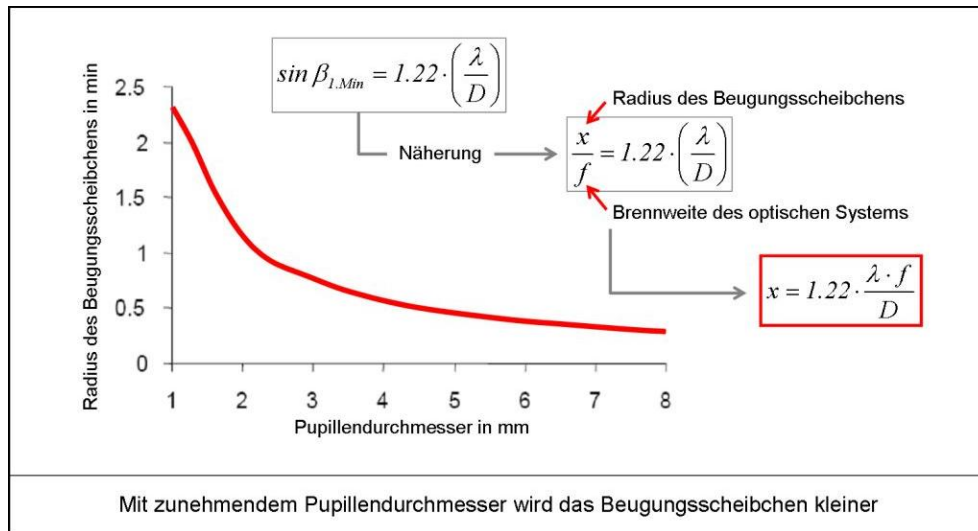


Abb. 17: Berechnung der Ausdehnung des Beugungsscheibchens in Abhängigkeit von der Wellenlänge des Lichtes, der Brennweite und dem Pupillendurchmesser am menschlichen Auge mittels mathematischer Näherung.¹⁰⁵

Bei der Darstellung ist zu beachten, dass der Verlauf der Kurve und damit die exakte Zuordnung eines Radius des Beugungsscheibchens zu einem bestimmten Pupillendurchmesser über die gegebene Formel an eine bestimmte Wellenlänge geknüpft ist.

Da beim wirklichen Sehprozess normalerweise polychromatisches Licht in das Auge fällt, überlagern sich die Orte der entsprechenden Minima und Maxima etwas. Das hat Vorteile in der Wahrnehmung, da die Kanteninformationen der ansonsten störenden Ringbilder somit reduziert werden. Über die normale Netzhautadaptation kann die polychromatische Hintergrundhelligkeit problemlos ausgeglichen werden. Da die prozentuale Verteilung der Lichtenergie in den Nebenmaxima gering ist, liegt ein sehr hohes *Signal-to-Noise-Ratio* vor. Das visuelle System ist auf diese Weise weniger empfindlich für Beugungseinflüsse.

In der Abbildung auf der folgenden Seite sind die Größen polychromatischer Beugungsbilder hinter Pupillen unterschiedlicher Durchmesser mit Verwendung dreier repräsentativer Wellenlängen dargestellt worden. Es handelt sich dabei um die Wellenlängen, für die das visuelle System des Menschen die höchste Sensitivität besitzt. Wiederum wurde die sonstige Optik als fehlerfrei angenommen.

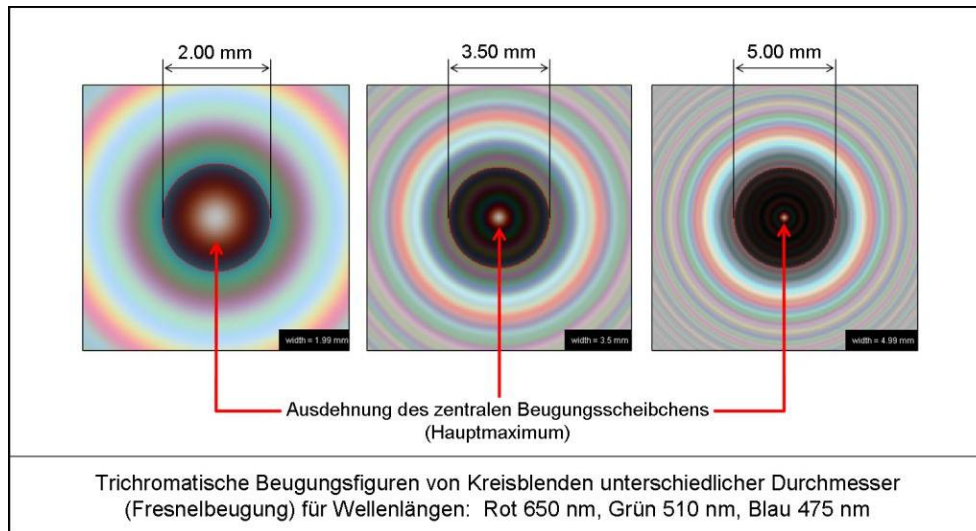


Abb. 18: 'Fresnel Diffraction Applet' nach Falstad.³¹ Gezeigt sind die Beugungsfiguren hinter einer Pupille mit variablem Durchmesser, die bei gleichzeitiger Beleuchtung mit rotem, grünem und blauem Licht entstehen. Die klare Abgrenzung der Nebenmaxima und -minima wird im Gegensatz zur Abbildung mit monochromatischem Licht reduziert. Zu beachten ist die Änderung des Maßstabes in den Abbildungen.

4.3 Das Rayleigh Kriterium

Da das Auflösungsvermögen des menschlichen Auges auf der Trennung zweier benachbarter Objektstrukturen beruht, kann für die Beschreibung des Einflusses der Beugung auf den Sehprozess ein aus der klassischen Optik bekanntes Prinzip, das Rayleigh Kriteriumⁱ angewendet werden. Dieses gibt den minimalen Abstand zwischen zwei Objektpunkten an, bei dem ihre Bilder noch als zwei unterschiedliche Strukturen aufgelöst werden können. Es besagt, dass bei ansonsten fehlerfreier optischer Abbildung zwei Objektpunkte nur dann als getrennt wahrgenommen werden können, wenn der Winkel unter dem sie erscheinen mindestens so groß ist, wie der Radius des zentralen Beugungsscheibchens. Das ist dann der Fall, wenn das Lichtmaximum des einen Punktbildes in das erste Beugungsminimum des anderen fällt.

ⁱ nach John William Strutt, 3rd Baron of Rayleigh, englischer Physiker (1842-1919)

Die entsprechende Formel lautet:

$$\alpha_{\text{Rayleigh}} \geq \beta_{1.\text{Min}} = 1.22 \cdot \arcsin\left(\frac{\lambda}{D}\right)$$

Die folgende Abbildung stellt diesen Zusammenhang graphisch dar.

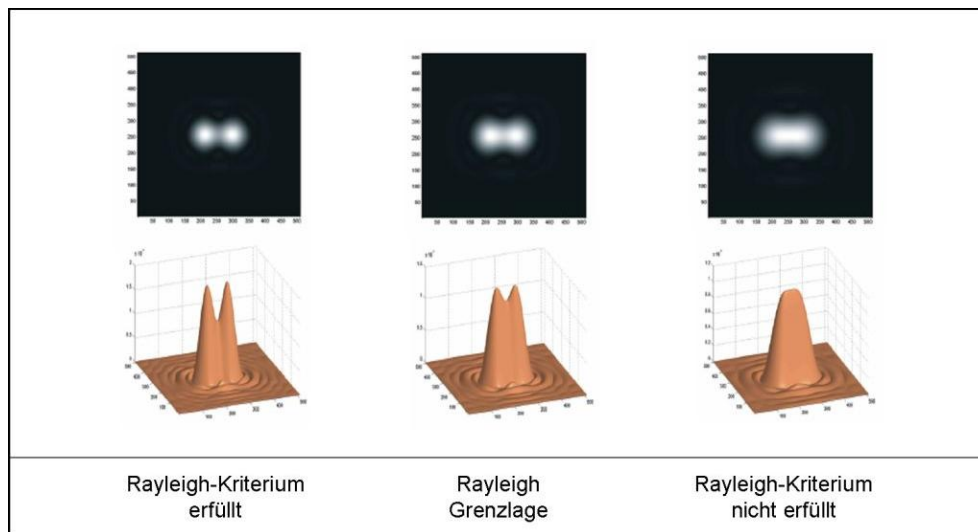


Abb. 19: Die Grafik nach Wesemann¹¹⁸ zeigt die Beugungsbegrenzung bei der Auflösung zweier Punktbilder. Beim linken Bild und beim Bild in der Mitte können die beiden Punkte als getrennt erkannt werden. Im rechten Bild nicht mehr.

Bei einer Auflösung in zwei Bilder sind die beiden Maxima immer noch durch eine Einsattelung voneinander getrennt. An dieser Stelle geht die Intensität gegenüber den Maxima auf 84 Prozent zurück.

Aus diesen Gegebenheiten kann der zu erwartende Visus des menschlichen Sehorgans berechnet werden. Und es stellt sich heraus, dass bei kleinen Pupillendurchmessern und großen Beugungseffekten die mittels Rayleigh Kriterium ermittelten Visuswerte deutlich niedriger sind, als die Visuswerte, die das menschliche Sehsystem tatsächlich erreicht. Es liegt also nahe, für den Sehvorgang nach einem Kriterium zu suchen, das strenger ist als das Rayleigh Kriterium. Es kommt dazu das Dawes Kriterium in Frage.

4.4 Das Dawes Kriterium

Das Dawes Kriteriumⁱ ist härter als das Rayleigh Kriterium und beschreibt, dass selbst dann noch eine Auflösung möglich ist, wenn die zwei Punkte um den Faktor 1.22 näher beieinander liegen. Die entsprechende Formel dazu lautet:

$$\alpha_{Dawes} \geq \beta_{1.Min} = \arcsin\left(\frac{\lambda}{D}\right)$$

Wenn die Punkte unter diesem Winkel präsentiert werden, beträgt die Einsattelung zwischen den beiden Maxima gerade noch 1.73 Prozent. Beim Rayleigh Kriterium sind es immerhin 16 Prozent.

In der folgenden Tabelle werden die über die beiden Kriterien berechneten maximalen Visuswerte des menschlichen Auges in Abhängigkeit vom Pupillendurchmesser verglichen. Dazu wird in der Formel die Wellenlänge $\lambda = 555$ nm verwendet, da hier die maximale spektrale Empfindlichkeit des menschlichen Sehorgans vorhanden ist. Der prognostizierte Visus ermittelt mit dem Dawes Kriterium ist deutlich höher als der mittels Rayleigh Kriterium ermittelte.

Durchmesser der Pupille	Lage des 1. Minimums $\beta_{1.Min}$	Visus gemäß Rayleigh Kriterium: $1/\beta_{1.Min}$	Visus gemäß Dawes Kriterium: $1.22/\beta_{1.Min}$
0.5 mm	4.66'	0.22	0.26
1.0 mm	2.33'	0.43	0.52
2.0 mm	1.16'	0.86	1.05
3.0 mm	0.78'	1.28	1.56
4.0 mm	0.58'	1.72	2.10
5.0 mm	0.47'	2.13	2.60
6.0 mm	0.39'	2.56	3.13

ⁱ nach William Rutter Dawes, englischer Astronom (1799-1868)

Besonders für kleine Pupillendurchmesser zeigt sich, dass das Dawes Kriterium eher der Realität entspricht. Freeman und Hull haben dazu einen Vergleich beider Kriterien mit den experimentell ermittelten Visuswerten realer Versuchspersonen erstellt.³⁴ Die folgende Abbildung zeigt diese Daten auf.

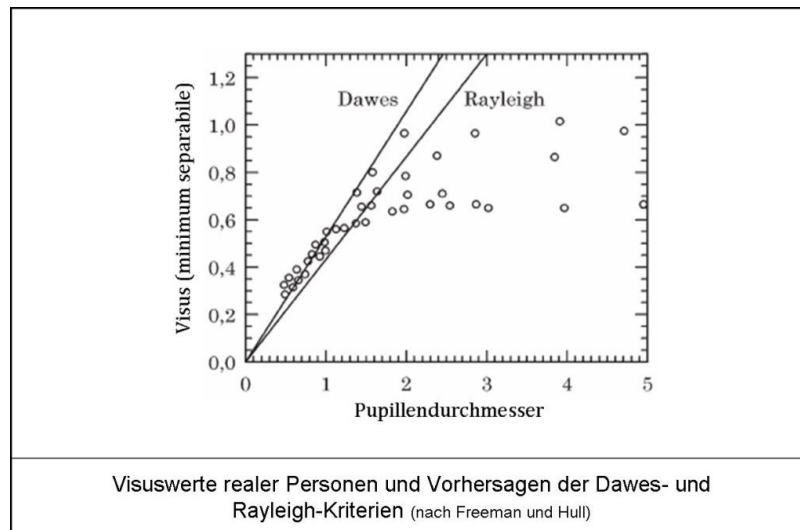


Abb. 20: Die Grafik nach Freeman & Hull³⁴ zeigt den annähernd logarithmischen Verlauf der Visuswerte realer Versuchspersonen (Kreise) in Abhängigkeit vom Pupillendurchmesser. Die linke Linie zeigt die Vorhersage des Dawes-Kriteriums, die rechte Linie zeigt die Vorhersage des Rayleigh-Kriteriums. Hier zeigt sich eine Diskrepanz zwischen physikalisch-optischer Vorhersage und physiologisch-optischer Realität.

Man erkennt, dass die gemessenen Visuswerte bis zu einem Pupillendurchmesser von 1.5 mm deutlich oberhalb der Vorhersage nach Rayleigh-Kriterium wiedergibt. Die Messungen werden demzufolge genauer vom Dawes-Kriterium beschrieben. Dem menschlichen Auge reicht offenbar eine Einsattelung zwischen den beiden Beugungsmaxima von weniger als 16 Prozent zur richtigen Identifizierung der zwei Punkte aus. Interessanterweise korrelieren die berechneten und gemessenen Daten bei Pupillendurchmessern >1.5 mm nicht mehr. Die Datenlinie knickt nach unten ab. Das heisst, dass hier der tatsächlich erreichbare Visus deutlich kleiner ist als er nach der Beugungstheorie sein könnte. Die Gründe hierfür sind die Zunahme von Aberrationen durch Hornhaut und Augenlinse, die bei Erweiterung der Pupille zum Tragen kommen sowie die Packungsdichte der Netzhautrezeptoren. Letztere begrenzt die maximale Auflösung des visuellen Systems.

5 Sehfehler

5.1 Allgemeines

Im Idealfall ist das Bild eines angeblickten Objektes scharf in der Netzhautgrube des Auges abgebildet. Objekt und Fovea gelten damit als konjugiert. Allerdings kann das Objekt nur deutlich abgebildet werden, wenn es sich innerhalb des Akkommodationsbereiches des Auges befindet. Ist das Akkommodationsgebiet zu klein, kann das Objekt nicht deutlich abgebildet werden. Das Bild ist dann nicht fokussiert und verschwommen, die Sehleistung ist reduziert.

Ein Auge mit einer guten Sehleistung und einem Fernpunktⁱ im Unendlichen wird als emmetrop, oder rechtsichtig bezeichnet. Dieses wird als „Normalauge“ angenommen, vorausgesetzt, es verfügt über ein ausreichendes Akkommodationsgebiet.

Ein Sehfehler resultiert immer dann, wenn der Fernpunkt nicht im Unendlichen istⁱⁱ. Ein Auge, dessen Fernpunkt nicht im Unendlichen ist, wird als ametrop, oder Fehlsichtig bezeichnet. Die Abweichung von der Emmetropie ist mit einem Refraktionsfehler verbunden.

Eine weitere besondere Art des Sehfehlers resultiert, wenn die Akkommodationsfähigkeit eingeschränkt ist. Nahe Objekte können dann nicht mehr scharf fokussiert werden, auch wenn das Auge ansonsten sehfehlerfrei ist (Fernpunkt im Unendlichen). Dieser Zustand wird als Presbyopie (Alterssichtigkeit) bezeichnet. Presbyopie ist gewöhnlich altersbedingt.

Eine unscharfe Abbildung kann resultieren, wenn der Fernpunkt des Auges näher als Unendlich am Auge liegt oder, theoretisch, weiter weg als Unendlich. Das ist nur theoretisch der Fall und meint, dass der Fernpunkt hinter dem Kopf der Person liegt. Defocussierte Bilder können auch vorhanden sein, wenn die Brechkkräfte der

ⁱ Punkt, von dem Lichtstrahlen ausgehen, um in der Fovea fokussiert zu werden

ⁱⁱ eine Ausnahme kann die Amblyopie (Schwachsichtigkeit) darstellen

beteiligten optischen Flächen in den verschiedenen Meridianen unterschiedlich sind. Das wird dann als Astigmatismusⁱ bezeichnet, weil sich als Bild eines Punktes kein Punkt einstellt, sondern in Abhängigkeit von der Stellung der Auffangebene eine jeweils unscharf umrandete Linie, ein Oval oder ein Zerstreungskreis.

5.2 Sehfehler des jungen Auges

5.2.1 Kurzsichtigkeit (Myopieⁱⁱ)

Wenn der Fernpunkt des Auges in einer endlichen Entfernung vor dem Auge liegt spricht man von Myopie als zugrunde liegender Fehlsichtigkeit. Das bedeutet gleichzeitig, dass sich der bildseitige Brennpunkt des Auges vor der Netzhaut befindet. Findet die Fokussierung vor der Netzhaut statt, so ist das auf der Netzhaut entstehende Bild unscharf. Als Erklärung für die Myopie kommt infrage, dass entweder das Auge für die vorhandene Brechkraft zu lang ist (Längenmyopie) oder dass die Brechkraft für das Auge zu hoch ist (Brechwertmyopie) oder beides. Als Basis zur Beurteilung dienen dabei die Datensätze von Normaugen, bzw. Augenmodellen. Kurzsichtigkeit führt zu einem Sehschärfeverlust in der Ferne. Beim Blick in die Nähe kann der Brechkraftüberschuss jedoch gut genutzt werden und stellt hier zum Teil sogar eine Entlastung für die Akkommodation dar. Mit körpereigenen Mechanismen ist das Bild in der Ferne nicht deutlich einzustellen. Eine Notlösung stellt hier das Zusammenkneifen der Augen dar, wodurch sich die Schärfentiefe erhöht und die Zerstreungsfigur auf der Netzhaut verkleinert wird. Daher rührt auch der lateinische Wortstamm der Myopie. Zur Korrektur der Myopie werden in der Augenoptik Brillengläser oder Kontaktlinsen mit zerstreuer Wirkung, also negativem Scheitelbrechwert, eingesetzt. Diese stellen die Abbildungsverhältnisse wie in einem rechtsichtigen Auge her, so dass der bildseitige Brennpunkt des Gesamtsystems Auge-Korrektionsmittel in der Netzhautgrube liegt.

ⁱ von lat. astigma = nicht punktförmig

ⁱⁱ von lat. myein = blinzeln

Besonderheiten der Myopie

Myopie gilt einerseits als das leichteste und andererseits als eines der schwierigsten Gebiete in der Versorgung durch Augenärzte und Augenoptiker. Es wird als leicht verstanden, weil die Verordnung von geeigneten Brillengläsern oder Kontaktlinsen für gesunde und zuvor nicht adäquat korrigierte kurzsichtige Augen die Sehleistung verbessert und somit die Symptome des verschwommenen Sehens in der Ferne korrigiert. Es ist eines der schwierigsten Gebiete, weil man sich nicht sicher sein kann, dass die gewählte Methode der vollständigen Kompensation die beste Wahl für den betroffenen Menschen ist. In den angelsächsischen Bereichen und vor allem in Nordamerika gehört das Visiontraining zu einer der bevorzugten Methode bei Myopie. Es zeigt sich, dass mit geeigneten Maßnahmen eine begrenzte Kontrolle der Myopie möglich ist, also eine Verringerung der Progressionsrate.^{2-3, 27, 45, 65, 89, 113}

Die Kontrolle der Myopie ist von großem Interesse, denn im Vergleich zu emmetropen, hyperopen oder astigmatischen Augen stehen myope Augen unter einem erhöhten Risiko für Netzhautablösung, Degenerationen von Aderhaut und Netzhaut und Glaukom.³⁹ All dies sind ernste Augenerkrankungen, die bis zur Erblindung führen können und für den Betroffenen bleibende Schäden bedeuten, sowie für die Gesellschaft erhebliche finanzielle Aufwendungen im Rahmen medizinischer Versorgung zur Folge haben.

Viele Faktoren beeinflussen die Prävalenz der Myopie. Ein ganz bedeutender Faktor ist das Alter. Aber auch umweltbedingte Einflüsse, wie langes Arbeiten in der Nähe in Schule und Beruf, hoher Stress beim Arbeiten in der Nähe, sozial-ökonomischer Status und ethnischer Hintergrund spielen eine Rolle. Bei Neugeborenen Kindern können sowohl Myopie als auch Hyperopie in zum Teil erheblichen Beträgen gefunden werden, jedoch reduzieren sich diese normalerweise innerhalb der ersten Lebensjahre in Richtung Emmetropie. Dieser Prozess wird als Emmetropisationⁱ bezeichnet. In einer großen Studie des amerikanischen Gesundheitsministeriums wurde der Verlauf der Myopie über den Zeitraum der Schulausbildung untersucht.³⁹ Demnach liegt die Prävalenz der Myopie in der Altersgruppe der 6 - 11 jährigen bei 6% und in der Altersgruppe der 12 - 17 jährigen bei 26%. Weiterhin wurde der

ⁱ zu deutsch: rechtsichtig werden

Einfluss des Arbeitsumfeldes junger Erwachsener auf die Entwicklung der Myopie untersucht. Es zeigte sich, dass die Prävalenz der Myopie bei den 25 – 34 jährigen bei 34% liegt und damit auch den Höhepunkt erreicht.

In ihrem Buch „Clinical Management of Myopia“ listen Grosvenor und Goss die folgenden Risikofaktoren für die Entstehung und Progression einer Myopie auf:³⁹

- Myopie und auch Emmetropie bei Eintritt in die Schule
- Hyperopie von weniger als +0.50 Dioptrien bei Eintritt in die Schule
- Astigmatismus gegen die Regel (um 90°) im kindlichen Alter
- Hoher Grad an Naharbeit
- Myopie in der Familie
- Hohes Bildungsniveau
- Hoher sozial-ökonomischer Status
- Esophorie
- Niedrige positive relative Akkommodation
- Hohe Hornhautbrechkraft

Verfahren zur Myopiekontrolle

Verschiedene Studien beschäftigten sich mit Maßnahmen zur Myopiekontrolle, bzw. Myopiereduktion.³⁹

Darunter sind die folgenden Verfahren zu finden:

- Sehtraining (Visiontraining)
- Einstärkenbrillengläser
- Bifokalbrillengläser
- Gleitsichtbrillengläser
- Medikamente (Atropin, Pirenzepin, Tropicamid, Apomorphin)
- Formstabile Kontaktlinsen
- Orthokeratologie
- Chirurgische Maßnahmen (LASIK, PRK)

In Auswertung der genannten Verfahren ist festzustellen, dass die besten Erfolge durch den Einsatz formstabiler Kontaktlinsen, Orthokeratologie und chirurgischer Maßnahmen erzielt werden. Brillengläser wirken nur, wenn zusätzlich zur Myopie

auch eine Esophorie vorhanden ist. Bei den formstabilen Kontaktlinsen ist der Erfolg aber sehr vom Aufbau der optischen Zonen, dem Durchmesser, der Rückfläche und der Anpassart abhängig. Leider wird das in vielen Studien nicht klar definiert. Dann ist nicht klar, ob innerhalb einer bestimmten Studie mit dem gleichen Linsentyp gearbeitet wurde. Über die Kontrolle der Myopie mit einem einheitlichen und entsprechend definiertem Linsentyp berichten Morrison et al in einer etwas älteren großen Studie.⁸¹⁻⁸² Sie versorgten die Augen von mehr als 1000 Patienten im Alter zwischen 9 und 17 Jahren mit progressiver Myopie und verfolgten die Daten über einen Zeitraum von zwei Jahren. Keiner ihrer Patienten zeigte danach eine Progression. Der in der Studie beschriebene Linsentyp wird nicht mehr produziert. Neuere Studien lassen, wie im Abschnitt 3.5.2 erwähnt, den Schluss zu, dass die periphere Bildqualität auf der Netzhaut einer der entscheidenden Faktoren für die Entstehung und Progression der Myopie ist.¹⁰¹ Das würde erklären, warum speziell flach angepasste formstabile Kontaktlinsen mit großer Optikzone, Orthokeratologie und LASIK im Rahmen der Myopiekontrolle gut funktionieren. Bei allen Verfahren kommt es zu einer Erhöhung der longitudinalen sphärischen Aberration und zu einer Myopisierung in der Netzhautperipherie, wohingegen die zentrale Netzhaut eine fehlerfreie Abbildung bekommt. Das Wellenfrontprofil, das Licht beim Durchlauf durch diese Flächenstrukturen bekommt, ist vergleichbar.

Hier ergibt sich ein sehr guter Einsatzbereich für peripher angebrachte Photonensiebstrukturen auf formstabilen Kontaktlinsen. Eine gute Möglichkeit ist, eine normale Kontaktlinsengrundgeometrie zu verwenden und die Photonensiebstruktur mittels Elektronenstrahlolithographie oder Tampondruck auf die Vorderseite der Linse in einem Bereich zu applizieren, der gerade noch pupillenwirksam ist, jedoch die zentrale Abbildung unbeeinflusst lässt. Die zentrale Abbildung kann ganz klassisch durch die Radienkombination von Vorder- und Rückfläche der Kontaktlinse erzeugt werden. Die damit erzeugte Gesamtoptik entspräche dann auf der Netzhaut im Wesentlichen der Abbildung, wie sie mittels Orthokeratologie oder LASIK erzeugt wird. Allerdings ist das Verfahren schonender für den Anwender, denn Orthokeratologie setzt auf eine mechanische Umformung der Hornhaut durch starken Druck und LASIK, ein chirurgisches Verfahren, arbeitet, indem Gewebe der Hornhaut entfernt wird. Das Risikopotential beider Verfahren ist damit deutlich höher, als die schlichte Anwendung formstabiler Kontaktlinsen mit Photonensiebstruktur.^{1, 76, 97-98}

5.2.2 Übersichtigkeit (Hyperopieⁱ)

Wenn der Fernpunkt hinter dem Auge liegt, spricht man von Hyperopie. Das bedeutet gleichzeitig, dass sich der bildseitige Brennpunkt des Auges hinter der Netzhaut befindet. Findet die Abbildung entsprechend statt, so liegt die Netzhaut als Auffangebene vor dem Fokus und das entstehende Bild ist unscharf. Auch hier kann hinsichtlich der Brechkraft und der Augenlänge beurteilt werden. Entweder ist die Brechkraft für die Augenlänge zu gering oder das Auge ist zu kurz, oder beides ist vorhanden. Im Gegensatz zur Kurzsichtigkeit kann das Netzhautbild aber deutlich eingestellt werden, indem ein geeigneter Betrag Akkommodation beigesteuert wird. Das ist vor allem bei jungen Menschen ganz unproblematisch möglich. Dass diese Flexibilität vorhanden ist, erkennt man unter anderem daran, dass bei Kindern die Hyperopie der Normalzustand ist. Allerdings wird die deutliche Fokussierung eines Bildes in der Nähe anstrengender, weil ja bereits ein Teil der Akkommodation für die Ferne verwendet wird. Zur Korrektur der Hyperopie werden in der Augenoptik Brillengläser oder Kontaktlinsen mit sammelnder Wirkung, also positivem Scheitelbrechwert, eingesetzt. Diese stellen die Abbildungsverhältnisse wie in einem rechtsichtigen Auge her, so dass der bildseitige Brennpunkt des Gesamtsystems Auge-Korrektionsmittel in der Netzhautgrube liegt. Gelegentlich wird jedoch die Hyperopie gezielt unterkorrigiert. Nach Ansicht einiger Optometristen stellt eine leichte Hyperopie von etwa +0.50 Dioptrien in der Ferne einen Puffer für das visuelle System dar, der nicht mit Korrektionsmitteln ausgeglichen werden sollte.

5.2.3 Astigmatismus

In vielen Augen ist der Refraktionsfehlerⁱⁱ abhängig vom Meridian. Dieses wird als astigmatischer Refraktionsfehler bezeichnet, bei dem das Bild eines Punktes kein Punkt ist (siehe Kap. 5, Sehfehler, S. 69). In den meisten Fällen ist dafür ein meridionaler Krümmungsunterschied der Hornhautvorderfläche verantwortlich.

ⁱ von lat. hyper = über

ⁱⁱ Refraktionsfehler = Fehler der Lichtbrechung, hier bezogen auf Rechtsichtigkeit

Allerdings kommen auch die Hornhaurückfläche oder die Flächen der Augenlinse dafür in Betracht. Das ist aber eher selten der Fall, denn diese Flächen grenzen nicht an Luft, so dass Krümmungsunterschiede hier einen verhältnismäßig geringen Einfluss auf die resultierende Brechkraft haben. Die folgende Abbildung zeigt das schematische Beispiel eines astigmatischen Auges.

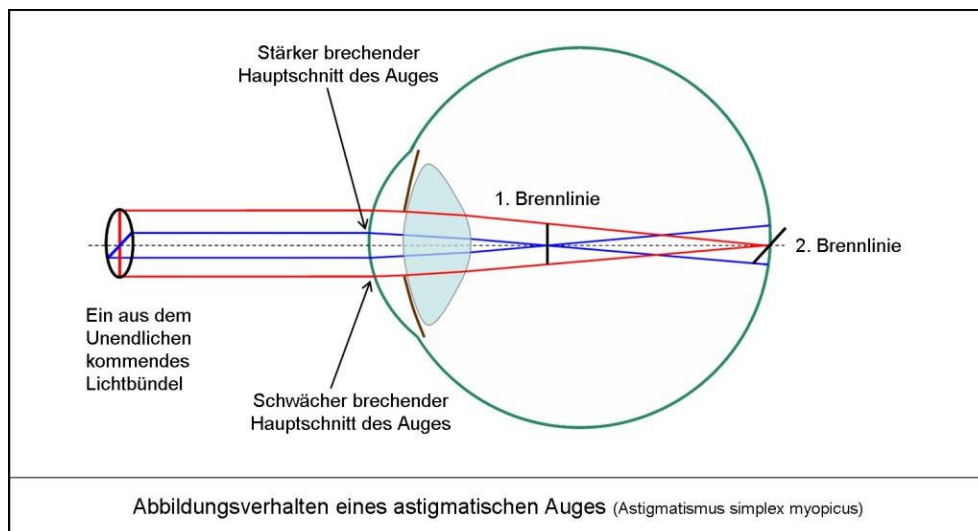


Abb. 21: Die Abbildung eines Objektes durch ein astigmatisches Auge erfolgt nicht als Brennpunkt, sondern als zwei Brennlinien. Diese stehen in einem Winkel von 90° zueinander, sind räumlich getrennt und zu den Hauptmeridianen des Systems konjugiert.

Die Hornhautstruktur stellt hier einen torischen Körper dar. Gekennzeichnet sind solche Körper durch zwei extreme Radien. Einer stellt die höchste und einer stellt die geringste Brechkraft der Fläche dar. Beide können jede beliebige Richtung innerhalb eines optischen Systems haben, stehen aber per definitionem immer senkrecht (90°) zueinander. Um die Richtungen standardisiert angeben zu können nutzt man das so genannte TABO Schema. Es ist ein Gradbogenschema, das von 0° bis 180° reicht und gegen den Uhrzeigersinn gelesen wird. Es steht horizontal zum Auge zentriert und wird aus Untersichersicht interpretiert.

Die Abbildung auf der folgenden Seite stellt ein TABO Schema dar.

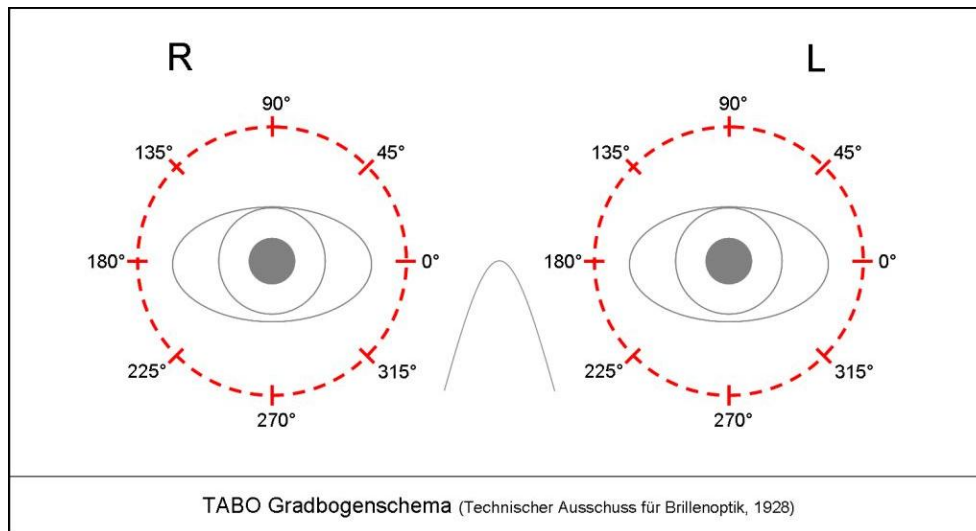


Abb. 22: Das TABO Gradbogenschema dient als Koordinatensystem zur Angabe richtungsabhängiger Optikfehler. Es ist das Standardsystem in der Augenoptik und Augenheilkunde und stellt die Frontalansicht des Patienten vom Untersucher aus dar.

Es gibt die im Folgenden beschriebenen drei verschiedenen brechkraftabhängigen Haupttypen des Astigmatismus:

Myoper Astigmatismus (Astigmatismus myopicus)

- Die Brechkraft ist für die Augenlänge in einem Meridian (A. myopicus simplex) oder in beiden Meridianen (A. myopicus compositus) zu hoch

Hyperoper Astigmatismus (Astigmatismus hyperopicus)

- Die Brechkraft ist für die Augenlänge in einem Meridian (A. hyperopicus simplex) oder in beiden Meridianen (A. hyperopicus compositus) zu gering

Gemischter Astigmatismus (Astigmatismus mixtus)

- Die Brechkraft ist für die Augenlänge in einem Meridian zu hoch und in dem anderen Meridian zu gering

Der Astigmatismus wird im Rahmen einer anderen Bezeichnung nach der Kombination aus Achsrichtung und Brechkraft der Meridiane in die drei folgenden Arten klassifiziert.

Astigmatismus nach der Regel (Astigmatismus rectus)

- Der senkrechte Meridian hat eine höhere Brechkraft, bzw. einen kleineren Krümmungsradius ($90^\circ \pm 30^\circ$)

Astigmatismus gegen die Regel (Astigmatismus inversus)

- Der waagerechte Meridian hat eine höhere Brechkraft, bzw. einen kleineren Krümmungsradius ($0^\circ + 30^\circ, 180^\circ - 30^\circ$)

Schiefer Astigmatismus (Astigmatismus obliquus)

- Die Achslagen der Meridiane sind mehr als 30° von den vertikalen (90°) und horizontalen ($0^\circ, 180^\circ$) Grundrichtungen entfernt

Zur Korrektur des Astigmatismus werden in der Augenoptik Brillengläser oder Kontaktlinsen mit astigmatischer Wirkung eingesetzt. Diese haben die dem Augenfehler mathematisch entgegengesetzten Scheitelbrechwerte und stellen die Abbildungsverhältnisse wie in einem rechtsichtigen Auge her, so dass der bildseitige Brennpunkt des Gesamtsystems Auge-Korrektionsmittel in der Netzhautgrube liegt. Nach Ansicht einiger Optometristen stellt ein leichter Astigmatismus inversus von etwa 0.25 bis 0.75 Dioptrien in der Ferne einen transitorischen Stresszylinder dar, der als Reaktion des visuellen Systems auf lang anhaltende Naharbeit entsteht. Folgt man dieser Argumentation, dann manifestiert und verstärkt sich dieser Zylinder bei Ausgleich durch ein Korrektionsmittel.

5.3 Sehfehler des gealterten Auges

5.3.1 Allgemeines

Prinzipiell können alle Sehfehler, die an einem jugendlichen Auge auftreten auch an einem gealterten Auge auftreten. Hyperopie, Myopie und Astigmatismus verändern sich jedoch mehr oder weniger stark im Laufe des Lebens. Insbesondere durch eine wachstumsbedingte Volumenzunahme der Augenlinse kann es zu langsamen Änderungen der Brechwerte kommen. Im Durchschnitt nimmt die Dicke der Augenlinse um $13 \mu\text{m}$ pro Lebensjahr zu.⁹ Hinzu kommt, dass die Transmissibilität der Augenmedien nachlässt. Die Augenlinse eines älteren Menschen wird zunächst

langsam gelblich und trübt sich anschließend ein.^{16, 62, 67} Ist die Linse komplett getrübt, spricht man vom so genannten Grauen Star (Cataracta senilis). Das Auge wird dann operiert und eine Kunstlinse wird implantiert.

Die Pupille zeigt mit zunehmendem Alter eine geringere Reaktionsbreite und ist generell kleiner als bei einem jungen Menschen. Das hat eine erhöhte Schärfentiefe zur Folge, aber auch eine Reduktion der Helligkeit des Netzhautbildes.

Eine Kondition des alternden Auges ist auch augenoptischer Sicht jedoch von besonderem Interesse, die Alterssichtigkeit (Presbyopie).

5.3.2 Besonderheiten der Presbyopie

Als Presbyopie bezeichnet man den Zustand, wenn Probleme beim Arbeiten in der Nähe auftreten, die mit einer altersbedingten Verringerung der Akkommodationsamplitude einhergehen. Der Nahpunkt verschiebt sich dabei vom Auge weg und liegt hinter der Position in der die Nahsehaufgabe geleistet werden soll. Als Akkommodation wird generell die Fähigkeit des Auges bezeichnet, auf Objekte in unterschiedlichen Entfernungen zu fokussieren. Der Prozess ist über einen neuronalen Regelkreis gesteuert und wird durch einen bestimmten Grad an Netzhautbildunschärfe beim Blick auf ein interessierendes Objekt initiiert. Von der Akkommodationsruhelage aus gesehen, die zwischen -0.50 und -2.00 Dioptrien liegt kann in beide Richtungen akkommodiert werden. Die Einstellung des Auges auf die Nähe wird durch den Parasympathicus gesteuert. Der Ziliarmuskel verringert dabei sein Lumen, die Augenlinse wölbt sich stärker und nimmt an Dicke und Brechwert zu, die Augen konvergieren auf den nahe gelegenen Bereich und die Pupillen verengen sich. Dieses Zusammenspiel wird als Nahtrias bezeichnet. Die Einstellung des Auges auf die Ferne wird über den Sympathicus gesteuert. Dabei treten die der Naheinstellung entgegengesetzten Mechanismen auf. Durch die Abnahme des Brechwertes der Augenlinse können fern gelegene Objekte klar fokussiert werden.

Im Laufe des Lebens kommt es zu einer Abnahme der Akkommodationsfähigkeit. Sie ist bei einem Kind sehr hoch, und bei einem 80 jährigen Menschen praktisch nicht mehr vorhanden.

Die folgende Abbildung zeigt den Verlauf der Akkommodationsfähigkeit in Verbindung mit dem Lebensalter.

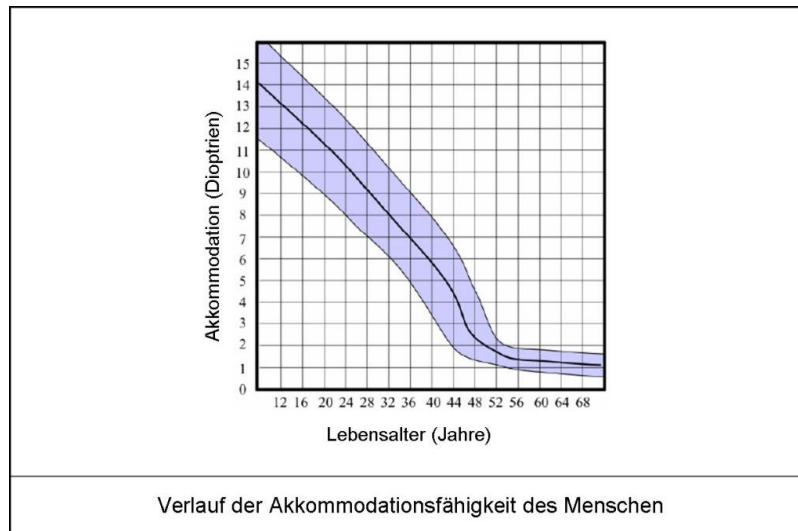


Abb. 23: Die Akkommodation des Menschen nimmt mit zunehmendem Lebensalter nichtlinear ab.¹⁰⁵ Problematisch wird es ab einem Alter von etwa 45 Jahren, wenn der habituelle Nahbereich beeinträchtigt ist. Der Betroffene bemerkt hierbei seine Unfähigkeit, das Bild in der Nähe deutlich einzustellen.

Gut zu erkennen ist, dass diese Kurve nicht stetig verläuft. Ab dem 40. Lebensjahr hat sich die Akkommodationsfähigkeit soweit verringert, dass es zu visuellen Problemen im habituellen Nahbereich kommt. Schrift erscheint verschwommen und Tätigkeiten, die ein gutes Sehen in der Nähe erfordern sind nur mit großer Anstrengung oder überhaupt nicht mehr möglich.

Als Korrektionsmittel kommen bislang Brillengläser, Kontaktlinsen oder refraktiv-chirurgische Maßnahmen in Betracht.

5.4 Sehfehler aufgrund von Augenerkrankungen

5.4.1 Allgemeines

Prinzipiell kann jede Augenerkrankung zu einer Einschränkung der Sehleistung führen. Infektionen, Entzündungen, Begleiterscheinungen anderer Erkrankungen und angeborene oder vererbte Erkrankungen der Augengewebe können kurzzeitige, zum Teil sehr erhebliche, Schwankungen der Sehleistung mit sich bringen.

Traumatische Zustände nach Verletzungen können ebenso mit Sehverlust einhergehen. In diesen Prozess sind auch die Sehbahnen und das Gehirn eingeschlossen. In vielen Fällen bleibt nach Abklingen des akuten Zustandes eine Reduktion der Sehleistung bestehen, die sich auch mit entsprechenden Hilfsmitteln nicht oder nur teilweise ausgleichen lässt.

Im Kontext dieser Arbeit sind jedoch nur diejenigen Augenerkrankungen von Interesse, die sich mittels einer, wie auch immer gearteten, optischen Sehhilfe ausgleichen lassen.

Zwei Erkrankungen fallen dabei besonders ins Auge, Myopia maligna und Keratokonus. Sie werden im Folgenden betrachtet.

5.4.2 Myopia maligna

Die Myopia malignaⁱ ist eine hochgradige Kurzsichtigkeit, bei der sich ein so genanntes posteriores Staphylomⁱⁱ, also eine kugelförmige Deformation am hinteren Augenpol einstellt. Das Auge wird dabei im Bereich des Sehnervenkopfes und/oder der Netzhautgrube nach hinten länger und alle dort vorhandenen Gewebe werden gedehnt. Entlang der Sehachse wird somit das Auge sehr lang und eine schnell zunehmende Kurzsichtigkeit entsteht, die sehr hohe Werte annehmen kann. Hinzu kommen das Risiko von Blutungen und Netzhautablösung.³⁶ Durch die Dehnung der Netzhaut liegen die Photorezeptoren häufig weiter auseinander als in einem normalen Auge. In der Folge sinkt die Auflösungsschärfe der Netzhaut und die Sehleistung fällt auch bei bestmöglicher Korrektur gegenüber Normwerten ab. Wenn möglich ist in diesen Fällen eine Versorgung mit Kontaktlinsen günstig, da gegenüber einer Brillenglasversorgung hierbei keine zusätzliche Verkleinerung des Bildes erfolgt. Das trägt dem Abstand der Photorezeptoren eher Rechnung. Des Weiteren treten bei der Anwendung von Kontaktlinsen keine prismatischen Nebeneffekte auf, die die Stellung beider Augen zueinander negativ beeinflussen.

ⁱ auch: Myopia maligna progressiva

ⁱⁱ von griechisch: Staphylee = Weinbeere

Kosmetische Gründe (Brillengläser sind bei hohen Stärken sehr dick) sprechen ebenfalls für eine Versorgung mit Kontaktlinsen. Die Anpassung und Anwendung von Kontaktlinsen zum Ausgleich der Myopia maligna unterscheidet sich außer in der Stärke nicht weiter von der Versorgung eines Auges beim Vorhandensein einer normalen Myopie. Aufgrund der pathologischen Veränderungen sind jedoch hier mögliche Maßnahmen zur Myopiekontrolle von besonderem Interesse. Die Verwendung multifokaler Kontaktlinsen mit applizierten Photonensieben könnte, wie im Abschnitt 3.5.3 besprochen, von großer Bedeutung sein und stellt ein korrekionstechnisches Novum dar.

5.4.3 Keratokonus

Der Keratokonus betrifft die Hornhaut des Auges. Es handelt sich um eine kegelförmige Vorwölbung der Hornhautmitte, die mit einer Verdünnung der Hornhaut einhergeht. Da der Stoffwechsel der Hornhaut gestört ist, kommt es in späteren Stadien zu einer Eintrübung der Hornhaut. Der Keratokonus schreitet schubweise voran und wird in verschiedene Stadien eingeteilt. Es ist eine anlagebedingte Anomalie, die familiär gehäuft zwischen dem 15. und 30. Lebensjahr auftritt.³⁶

Optisch gesehen ist interessant, dass es zur Entstehung eines irregulären, myopen Astigmatismus kommt. Mit zunehmendem Keratokonus ist die Coma der dominierende Abbildungsfehler.⁸⁴ Das ist in der folgenden Abbildung anhand der Aufnahme und Auswertung eines Videokeratographen (siehe Abschnitt 6.5.2) als Wellenfrontfehler im Bereich der Eintrittspupille des Auges dargestellt.

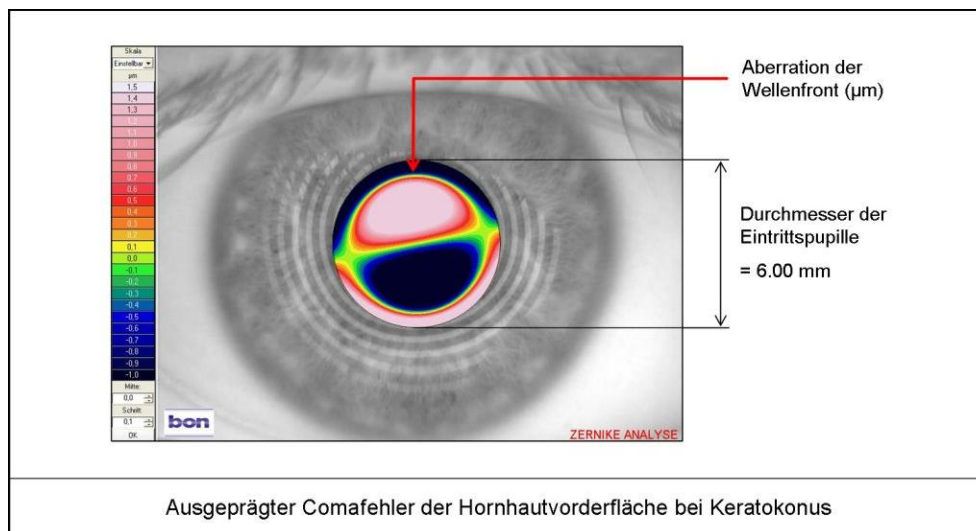


Abb. 24: Diese Aufnahme des BON EyeTop Hornhaut-Topographen zeigt den Wellenfrontfehler einer Hornhaut im Bereich der Pupille. Zu sehen ist ein deutlicher vertikaler Comafehler, der durch eine Deformation der Hornhaut erzeugt wird. Mit einem Brillenglas ist dieser Fehler nicht auszugleichen, da dieses der Blickbewegung nicht folgt.

Ein Ausgleich der durch den Keratokonus induzierten irregulären Optikfehler ist mit einer Brille nur in sehr frühen Stadien möglich. Nimmt die Irregularität zu, muss eine Kontaktlinsenkorrektur mit formstabilen Kontaktlinsen vorgenommen werden. Diese gleichen die Irregularität verhältnismäßig gut aus, da die unter der Kontaktlinse liegende Tränenflüssigkeit hier kompensierend wirkt. Die Brechzahlunterschiede zwischen Kontaktlinsenmaterial, Tränenflüssigkeit und Hornhautgewebe sind relativ gering. Da nun die Vorderfläche der Kontaktlinse gegen Luft zeigt und hier die Brechzahldifferenz am größten ist, bestimmt sie die Regularität der Abbildung. Die folgende Abbildung zeigt die optische Situation beim Vorliegen von Keratokonus vor und nach Versorgung mit einer formstabilen Kontaktlinse schematisch auf.

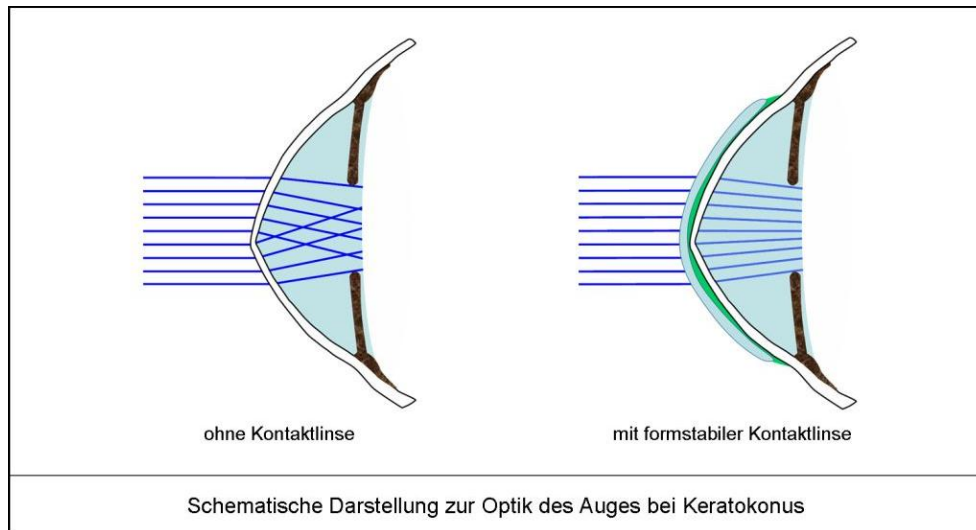


Abb. 25: Das linke Bild stellt den vertikalen Comafehler anhand eines konstruierten Raytracings schematisch dar. Im rechten Bild wird der Fehler zu einem großen Teil durch eine formstabile Kontaktlinse und den beteiligten Tränenfilm kompensiert. Dieser wird durch die Kontaktlinse in einer adäquaten konstanten Form gehalten. Allerdings treten zwischen Kontaktlinse und Tränenfilm deutliche Brechzahl-differenzen auf, die einen 100%-igen Ausgleich dieses Fehlers verhindern. Hier bietet sich eine richtungsstabilisierte Kontaktlinse mit quadrantenspezifischer Optikzone an.

Aber nicht in allen Fällen lässt sich die Sehleistung somit optimal wieder herstellen. Die Begründung könnte darin liegen, dass sich beim Keratokonus die optischen Eigenschaften des Referenzgitters, als das die Hornhautfibrillen durch ihre Anordnung agieren, verändern. Meek et al untersuchten Spenderhornhäute von gesunden Augen und Augen mit Keratokonus mittels Röntgenstrahlung.⁷⁸ Sie konnten bei den Hornhäuten mit Keratokonus eine irreguläre Anordnung der Hornhautfibrillen nachweisen. Das würde erklären, warum trotz Anwendung einer formstabilen Kontaktlinse und somit Schaffung einer gleichmäßig abbildenden optischen Fläche, Restoptikfehler in Form von Abbildungsfehlern höherer Ordnung übrig bleiben. Die folgende Abbildung zeigt die Anordnung der Fibrillen bei unterschiedlichen Hornhäuten.

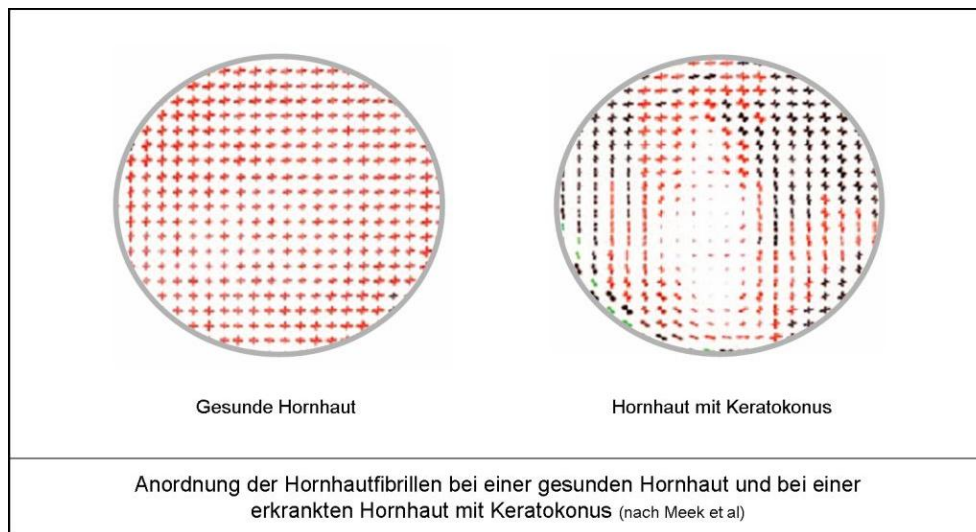


Abb. 26: Die Grafik ist eine Abbildung von Meek⁷⁸ nachempfunden und zeigt die Störung der regelmäßigen Anordnung der Hornhautfibrillen als Referenzgitter beim Vorliegen von Keratokonus. In der Originalstudie wurden dazu Hornhäute mit und ohne Keratokonus mittels Synchrotron-Röntgenstrahlung vermessen.

Um die verbleibenden Abbildungsfehler höherer Ordnung mit Kontaktlinsen auszugleichen, sind Innovationen im Bereich der optischen Flächen notwendig. Eine Möglichkeit stellen bi-asphärisch gefertigte Kontaktlinsen dar, die einen sehr stabilen Sitz aufweisen müssen und daher auch einen größeren Gesamtdurchmesser benötigen, als das normalerweise der Fall ist. Eine besondere Herausforderung stellt die Anpassung solcher Kontaktlinsen bei der pelluziden marginalen Degeneration der Hornhaut, einer dem Keratokonus verwandten Augenerkrankung, dar. Im Rahmen eines Teilprojektes dieser Arbeit wurde daher untersucht, ob diese Option fertigungstechnisch zu realisieren ist. Dazu wurden für zwei Augen im fortgeschrittenen Stadium der Erkrankung durch die Firma Galifa Kontaktlinsen, St. Gallen, Schweiz, formstabile bi-asphärische Kontaktlinsen im Durchmesser 10,4 mm gefertigt und durch den Autor angepasst. Ein entsprechender Fachartikel wurde 2008 in der Zeitschrift „Die Kontaktlinse“ unter dem Titel „Die Anpassung eines neuen Kontaktlinsentyps bei pelluzider marginaler Degeneration der Hornhaut“ publiziert.¹⁰⁷ Im vorliegenden Fall ließ sich die Sehleistung damit gut wieder herstellen, wenngleich eine kleinere Kontaktlinse für den Tränen austausch, die Sauerstoffdurchlässigkeit und somit für den Stoffwechsel des Auges vorteilhafter wäre. Das würde jedoch die Optik beeinträchtigen, weil die asphärischen Flächen

bei Dezentration zu Abbildungsfehlern neigen. Hier würden sich diffraktive optische Elemente in Form von Photonensieben, appliziert auf kleinen formstabilen Kontaktlinsen, zum Ausgleich der Restfehler anbieten. Im Abschnitt 11.6 wird die Konstruktion eines entsprechenden Kontaktlinsendesigns gezeigt.

6 Kontaktlinsen als Korrektionsmittel zum Ausgleich von Sehfehlern

6.1 Optische Grundprinzipien: Refraktion

Unter dem Begriff Refraktion versteht man die Brechung von Lichtstrahlen an der Grenzfläche zweier unterschiedlicher Medien. Geht das Licht von einem in ein anderes Medium über, so wird ein Teil des Lichtes reflektiert und der andere Teil tritt in das Medium über, wobei dieser Teil nach dem Snelliusschen Brechungsgesetz abgelenkt wird. Unter Hinzuziehung des Huygenschen Prinzips, also der Wellennatur des Lichtes, kann man erklären, dass sich die Richtung der jeweiligen Lichtwelle ändert, weil sich ihre Ausbreitungsgeschwindigkeit im zweiten Medium ändert. Tritt das Licht von einem optisch dünneren in ein optisch dichteres Medium über, so wird es immer zum Lot hin gebrochen. Das Lot steht dabei immer senkrecht auf der brechenden Fläche und verbindet die Stelle an der das Licht auf die Fläche trifft mit dem Krümmungsmittelpunkt der Fläche. Die Lichtgeschwindigkeit in dem optisch dichteren Medium ist dabei geringer, was über eine höhere Brechzahl dieses Mediums definiert ist.

6.2 Optische Grundprinzipien: Diffraktion

Diffraktion bedeutet, dass Licht an einem Hindernis gebeugt wird. Eine gute Erklärung liefert das Verhalten der Wellenfronten des Lichtes. Wellenfronten sind Flächen, die die gleiche optische Weglänge bezogen auf eine Punktlichtquelle darstellen. Sie repräsentieren somit Flächen auf denen die Phase der Lichtwelle konstant ist. Die optische Weglänge beschreibt dabei die Strecke, die Licht in einem Medium mit der Brechzahl n zurücklegt, im Vergleich zu der Strecke, die das Licht in gleicher Zeit im Vakuum zurücklegt.

Die optische Weglänge (OPL^i) ist die Weglänge, die das Licht in einem Medium der Brechzahl n zurücklegt. Sie ist gegeben über folgende Formel:

$$OPL = n \cdot s$$

Die Brechzahl n verkörpert dabei die Lichtgeschwindigkeit im Vakuum im Verhältnis zur Lichtgeschwindigkeit innerhalb des betreffenden Mediums und s stellt den zurückgelegten Weg dar.

Durchläuft das Licht mehrere Medien, oder ein Medium mit einer inhomogenen Brechzahl, kann allgemeiner geschrieben werden:

$$OPL = \int n(s) ds$$

Das Huygensche Prinzip besagt dabei, dass jeder Punkt einer Wellenfront Ausgangspunkt einer neuen Elementarwelle ist. Trifft eine Welle auf einen optischen Spalt, entsteht eine neue Wellenfront. Die Spaltbegrenzung wirkt dabei als neue Lichtquelle.

Durch Überlagerung mindestens zweier Wellen entstehen Interferenzerscheinungen. Die Lichtwellen können sich dabei gegenseitig verstärken, abschwächen oder auch komplett auslöschen.

6.2.1 Apodisationsoptik

Der Begriff Apodisation beschreibt ein Verfahren zur optischen Filterung, bei dem der Kontrast einer Abbildung auf Kosten des Auflösungsvermögens verbessert wird. Bei klassischen Linsen wird die Abbildungsqualität durch eine periphere Lichtabschwächung verbessert. Dort nimmt die Transparenz einer gewöhnlichen Linse ab, so dass hier die Lichtintensität reduziert wird. Im Bereich der diffraktiven Optik wird das nicht durch eine Erhöhung der Linsenabsorption zum Rand hin

ⁱ von engl. Optical Path Length

erreicht, sondern durch eine Verringerung der diffraktiven Elemente. Man versucht damit optisch störende Nebeneffekte wie Lichthöfe, Blendung und Überstrahlung auf ein Minimum zu reduzieren.

6.3 Dispersion von Materialien

Die Brechzahl eines Materials neben seinen Flächenradien ein die optische Leistung beeinflussender Faktor. Sie berechnet sich aus dem Verhältnis der Lichtgeschwindigkeit im Vakuum zur Lichtgeschwindigkeit in dem Material nach der Formel

$$n = \frac{c_{\text{Vakuum}}}{c_{\text{Medium}}}$$

In die Lichtgeschwindigkeiten fließt die Frequenz (f) und die Wellenlänge (λ) des Lichtes nach folgender Formel ein:

$$c = f \cdot \lambda$$

Da die Frequenz des Lichtes als konstant angenommen wird, ist zu erkennen, dass die Lichtgeschwindigkeit von der Wellenlänge abhängt. Da die Wellenlänge in die Lichtgeschwindigkeit eingeht, diese dann die Brechzahl beeinflusst und die Brechzahl schließlich die Brechkraft eines optischen Elementes bestimmt, ist zu schlussfolgern, dass die Brechkraft wellenlängenabhängig ist. Dieses erklärt die Dispersion. Eigentlich stellt das ein Problem in der Definition der Brechkraft dar. Daher hat man sich zur Angabe der Brechkraft auf eine Referenzwellenlänge geeinigt. Es ist in Europa die Wellenlänge der Fraunhoferⁱ e Linie (Quecksilber Grün, 546.07 nm) und in Amerika die Wellenlänge der Fraunhofer D Linie (Natrium Gelb, 589.30 nm).

Die Dispersion ihrerseits ist im Bereich der optischen Materialien häufig störend.

ⁱ nach Joseph von Fraunhofer, deutscher Optiker und Physiker (1787-1826)

Daher wird unter Angabe der Abbeschen Zahl eine Einschätzung der Dispersionsqualität vorgenommen. Die Formel zur Berechnung der Abbeschen Zahl ist wie folgt

$$V = \frac{n_e - 1}{n_{F'} - n_{C'}}$$

Eine hohe Abbesche Zahl bedeutet eine geringe Dispersion und ist daher im Bereich der Augenoptik erstrebenswert, um die Wahrnehmung von Farbsäumen zu vermeiden.

Zur Messung nutzt man genau definierte Referenzwellenlängen des Fraunhofer Spektrums. Es sind die oben genannten Referenzwellenlängen im Verhältnis zu den Wellenlängen des sichtbaren Lichtspektrums, die die geringste und größte Brechung erfahren. Die geringste Brechung erfährt in diesem Kontext Licht der Wellenlänge 486.13 nm (Fraunhofer F' Linie, Wasserstoff Blau), die größte Brechung hat die Wellenlänge 656.27 nm (Fraunhofer C' Linie, Wasserstoff Rot). Diese Wellenlängen stellen exakt definierte Bereiche des Spektrums des sichtbaren Lichtes dar, die beim Studium des Sonnenspektrums durch Fraunhofer in Form von Fehlbereichen festgestellt wurden. Sie entstehen durch die Absorption gasförmiger Elemente in der Sonnenatmosphäre und sind diesen daher namentlich zugeordnet worden.

6.4 Kontaktlinsen

6.4.1 Allgemeines

Kontaktlinsen generell werden hinsichtlich ihres Materials in weiche und in formstabile Kontaktlinsen unterteilt. Es kommen dabei generell Kunststoffe zum Einsatz. Die materialspezifischen Eigenschaften werden im Kapitel 10 "Kontaktlinsenmaterialien" besprochen.

Anders als Brillengläser werden Kontaktlinsen direkt am Auge angewendet. Sie werden auf das Auge gesetzt und schwimmen im Tränenfilm. Formstabile Kontaktlinsen werden von der Tränenflüssigkeit umspült, weiche Kontaktlinsen nehmen dazu einen erheblichen Anteil an Flüssigkeit auf. Je nach Art des

Weichlinsenmaterials sind das zwischen rund 30 und 80 Volumenprozent. Dadurch werden die Linsen flexibler und anschmiegsamer, so dass der Spontankomfort für den Anwender steigt. Hinsichtlich der Gestaltung der Rückflächen bieten sie in der Regel erheblich weniger Möglichkeiten als die formstabilen Linsen. Das kann bei unsachgemäßer Handhabung zur Folge haben, dass unbemerkt vom Anwender pathologische Änderungen am Auge auftreten, teilweise irreversibel und mit drastischen Folgen für die Augengesundheit. Hinzu kommt, dass die Optik der Weichlinsen instabiler ist als die von formstabilen Linsen. Ein Ausgleich komplizierter Sehfehler ist daher mit Weichlinsen nicht oder nur schlecht möglich. Die vorliegende Arbeit befasst sich daher mit der Applikation von Photonensiebstrukturen auf formstabilen Kontaktlinsen, obwohl das, wie im Abschnitt 13.2 gezeigt, prinzipiell auch auf Weichlinsen möglich ist.

6.4.2 Formstabile Kontaktlinsen

Formstabile Kontaktlinsen können zur Korrektur von Sehfehlern aller Art eingesetzt werden. Voraussetzung für ein gutes Sitz- und Trageverhalten ist die genaue Vermessung der Hornhautgeometrie (siehe Abschnitt 6.5, Keratometrie und Keratographie) und eine exakte Anpassung der Linsenrückfläche an die gegebenen Hornhautdaten. Dabei ist zu berücksichtigen, dass sich die Kontaktlinse beim Lidschlag innerhalb des Tränenfilms bewegen soll. Der Durchmesser der Linsen wird dabei grundsätzlich kleiner gewählt als der Hornhautdurchmesser. Meistens werden zu seiner Berechnung 1.5 – 2.0 mm vom gemessenen Hornhautdurchmesser abgezogen und dann auf einen Zehntelmmillimeter gerundet. Bei der Ermittlung des Durchmessers werden in aller Regel Herstellerempfehlungen berücksichtigt. Somit wird das Einspülen von Tränenflüssigkeit unter die Linse sichergestellt und falls Fremdkörper im Tränenfilm vorhanden sind (z. B. Staub) kann die Kontaktlinse problemlos darüber hinweg gleiten. Die Rückfläche der Kontaktlinse darf daher auch kein ganz genaues Negativbild der Hornhautvorderfläche darstellen. Sie wird nach speziellen Algorithmen berechnet und gefertigt, die jeweils vom Hersteller vorgegeben werden. Prinzipiell lässt sich aber sagen, dass die Rückfläche im Bereich einer Abweichung von unter 5/100 mm des Krümmungsradius zur Hornhaut angepasst wird. Man ist ebenfalls bestrebt, die numerische Exzentrizität der Kontaktlinsenrückfläche möglichst passend zur mittleren numerischen Exzentrizität

der Hornhautvorderfläche zu fertigen.

Das folgende Beispiel zeigt exemplarisch die Berechnung einer entsprechenden Rückflächenkrümmung und des Durchmessers.

Hornhautradien:	$r_{\text{flach}} = 7.80 \text{ mm}$	$r_{\text{steil}} = 7.65 \text{ mm}$	$\varepsilon = 0.50$
Hornhautdurchmesser:	horizontal = 12.00 mm	Vertikal = 11.80 mm	
Berechnung Radius:	$r_{\text{Kontaktlinse}} = r_{\text{flach}} - \frac{1}{3} \Delta r = 7.80 \text{ mm} - \frac{1}{3} 0.15 \text{ mm} = \mathbf{7.75 \text{ mm}}$ (Beispielalgorithmus)		
Berechnung Durchmesser:	Diameter = 11.80 mm – 2.00 mm = 9.80 mm		

Da die gesunde menschliche Hornhaut einem Ellipsoid entspricht, werden die meisten Linsen diesem Profil in der Produktion der Rückflächen optional mit den folgenden Grundgeometrien genähert:

- komplett asphärische Rückfläche
- zentral einkurviger Bereich mit angrenzender Asphäre
- mehrkurvige Rückfläche

Welche der Rückflächen verfügbar ist, ist häufig herstellerabhängig. Jede Struktur hat Vor- und Nachteile. Bei einer komplett asphärischen Rückfläche liegt in der Nullposition der Linse in der Regel die beste Flächenübereinstimmung zur Hornhautvorderfläche vor. Der Druck, den das Oberlid dann auf die Linse gibt wird somit optimal verteilt. Allerdings bewegt sich die Linse bei Lidschlag in der Regel mehr als 1 mm aus ihrer Ruheposition heraus. Eine komplett asphärische Rückfläche kann dabei Abbildungsfehler höherer Ordnung (insbesondere Coma) induzieren, was ein Absinken der Sehleistung mit sich bringt. Daher werden häufig Linsen mit zentral einkurvigem Bereich im optisch wirksamen Teil und mit angrenzender asphärischer Region verwendet. Sie bieten eine stabile Optik und in der Peripherie einen akzeptablen Gleichlauf mit der Hornhautfläche. Das stellt meistens einen guten Kompromiss dar. Mehrkurvige Linsenrückflächen stammen eigentlich aus einer Zeit, in der man zwar um die asphärische Form der Hornhaut wusste, diese aber nicht in die Fertigung der Linsenfläche umsetzen konnte. Mittels einer Unterteilung der Linsenrückfläche in mehrere periphere Zonen und eine

Zunahme der peripheren Krümmungsradien nähert man sich bei diesem Linsentyp einer Asphäre an. An den Übergangsbereichen kann es zu einer leichten Behinderung der Tränenzirkulation kommen. Daher werden diese Zonen in der Fertigung manuell poliert und verblendet. Der Vorteil dieser Linsenart liegt in der Möglichkeit, große optische Zonen herzustellen. Damit wird man auch großen Pupillendurchmessern gerecht, die nach einer homogenen Abbildung verlangen. Die folgende Abbildung zeigt Linsen mit verschiedenen Flächenformen schematisch:

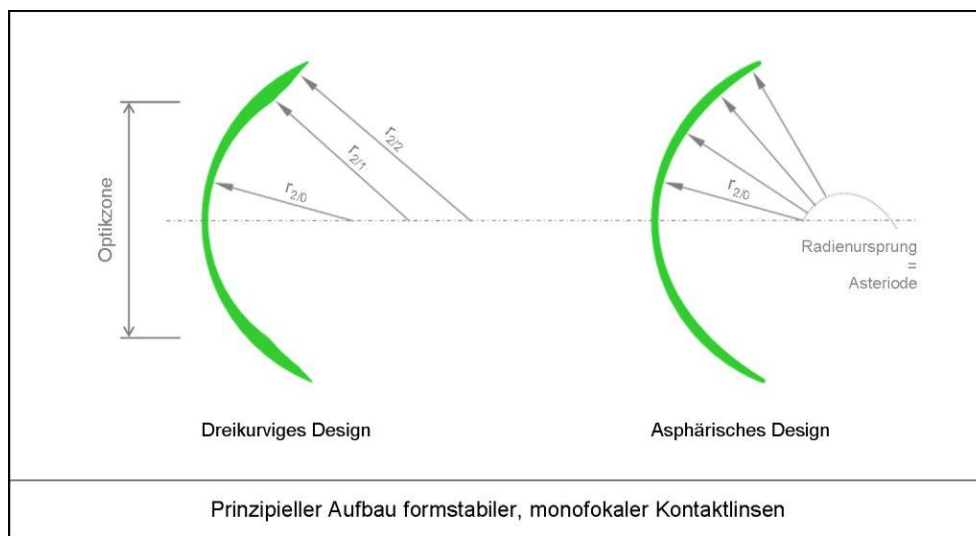


Abb. 27: Die Grafik zeigt zwei häufig verwendete Kontaktlinsenkonzepte schematisch in Seitensicht. Das (ältere) dreikurvige Design weist etwas härtere Übergänge auf, wodurch der Tränen austausch unter der Linse beeinträchtigt werden kann. Dafür ist hier die Optik bei Dezentration der Linse auf dem Auge stabiler als bei der rechts dargestellten asphärischen Kontaktlinse. Diese ist dafür mit gleichmäßigen Übergängen versehen.

Eine Besonderheit ergibt sich bei Anwendung dieser Linsen, wenn ein Astigmatismus der Hornhaut vorhanden ist. Im Gegensatz zu Weichlinsen verfügt diese Kontaktlinsenart über eine stabile Rückfläche, die sich der unterschiedlichen Hornhautkrümmung in den Einzelmeridianen nicht anpasst. Die Linsen werden für gewöhnlich bis zu einem Hornhautastigmatismus von 2.50 Dioptrien, mit einer rotationssymmetrischen Rückfläche, parallel zum flacheren Hornhautmeridian angepasst, also zu dem mit dem größeren Krümmungsradius. Die anderen Bereiche füllen sich mit Tränenflüssigkeit auf und werden somit optisch bis auf einen Betrag von 10.6% des ursprünglichen Astigmatismus reduziert.¹¹⁶

Die Formel zur Berechnung des verbleibenden Astigmatismus ist wie folgt:

$$HA_{Rest} = 0.106 \cdot \left[376 \cdot \left(\frac{1}{r_{flach}} - \frac{1}{r_{steil}} \right) \right]$$

Wobei r_{flach} und r_{steil} die beiden extremen Hornhautradien sind. Aufgrund der gewählten Faktoren können die Radien in Millimeter in die Formel eingesetzt werden und der Astigmatismus resultiert in Dioptrien.

Ist der Hornhautastigmatismus größer als 2.50 Dioptrien, werden Kontaktlinsen mit torischen Rückflächen verwendet.²⁸ Und zwar primär nicht aus optischen, sondern aus sitztechnischen Gründen, weil Linsen mit rotationssymmetrischen Rückflächen bei einer solchen Radiendifferenz nicht vernünftig zentrieren. Ist der Astigmatismus des Auges damit noch nicht vollständig ausgeglichen, kann der Restfehler auf der Vorderseite der Kontaktlinse korrigiert werden.

Im Falle der Versorgung mit einer rücktorischen Kontaktlinse berechnen sich die Rückflächenkrümmungsradien nach folgenden Grundregeln:

Kontaktlinsenradius 1	:	flacher Hornhautradius
Kontaktlinsenradius 2	:	flacher Hornhautradius - $\frac{2}{3}$ Hornhautradiendifferenz
Numerische Exzentrizität	:	Gleich der Teilexzentrizität im flachen Hornhautmeridian

Das folgende Beispiel zeigt die Berechnung der Krümmungsradien und des Durchmessers einer torischen Kontaktlinse.

Hornhautradien:	$r_{flach} = 7.80 \text{ mm}$	$r_{steil} = 7.20 \text{ mm}$	$\varepsilon = 0.50$
Hornhautdurchmesser:	horizontal = 12.20 mm	Vertikal = 12.00 mm	
Berechnung Radius 1:	$r_{KL1} = r_{flach}$		= 7.80 mm
Berechnung Radius 2:	$r_{KL2} = r_{flach} - \frac{2}{3} \cdot \Delta r = 7.80 \text{ mm} - \frac{2}{3} \cdot 0.15 \text{ mm}$		= 7.40 mm
Berechnung Durchmesser:	Diameter = 12.00 mm - 2.00 mm = 10.00 mm		

6.4.3 Einsatz von formstabilen Kontaktlinsen bei Presbyopie

Im Rahmen der Versorgung bei Presbyopie mit Kontaktlinsen gelten die gleichen Forderungen wie bei der Anwendung von Brillengläsern. Das visuelle System hat die Flexibilität, seinen Refraktionszustand unproblematisch auf unterschiedliche Entfernungen einstellen zu können, zumindest teilweise verloren. Durch das Einarbeiten von Zonen mit unterschiedlicher Brechkraft in die Kontaktlinse kann das Problem theoretisch behoben werden. Der große Vorteil bei Versorgung mit entsprechenden Kontaktlinsen liegt darin, dass die Linsen die Augenbewegungen nahezu vollständig nachvollziehen und somit die Optikzonen optimal vor den Pupillen der Augen zentriert bleiben. Man unterscheidet bei der Anpassung solcher Mehrstärkenlinsen zwei generelle Systeme.

- Kontaktlinsen mit simultanem Wirkprinzip
- Kontaktlinsen mit sukzessivem Wirkprinzip

Kontaktlinsen mit simultanem Wirkprinzip

Bei Kontaktlinsen mit simultanem Wirkprinzip befinden sich beide Hauptoptikzonen, die Brechkraft für die Ferne und die Brechkraft für die Nähe, zur selben Zeit vor der Pupille. Eine Blickauslenkung zum deutlichen Sehen ist damit nicht erforderlich. Das System arbeitet unabhängig von der Blickrichtung. Das ist ein großer Vorteil. Allerdings bringt das auch Nachteile für einige Kontaktlinsenträger mit sich. Denn auf der Netzhaut des Auges kommt es permanent zu einer Überlagerung mindestens zweier Bilder. Eins, was in der Blickrichtung deutlich abgebildet wird und zusätzlich ein sehr unscharfes, das aus der für diese Einstellentfernung ungeeigneten Optikzone resultiert.

Die Sensorik des Sehsystems muss dann über aktive Filtermechanismen in der Lage sein, das nicht geeignete Bild in der Wahrnehmung aktiv zu unterdrücken. Das funktioniert nicht bei allen Menschen ohne Probleme. Ein Grund dafür ist, dass die verschiedenen Zonen bedingt durch eine klassische Fertigung über die Änderung der Krümmungsradien nicht immer sauber voneinander getrennt in der kleinen abbildenden Pupillenzone untergebracht werden können und somit zusätzliche Unschärfen in das System gebracht werden.

Das ist mittels der Elektronenstrahlolithographie unproblematisch möglich, da im

Vergleich zu den sonstigen Anwendungen dieser Technologie die Zonen auf einer Kontaktlinse verhältnismäßig groß sind.

Die durchschnittliche Pupillengröße eines erwachsenen Menschen ist 3.5 - 4.0 mm unter photopischen Bedingungen.³³ Sie unterliegt jedoch erheblichen interindividuellen Schwankungen.

Es gibt bei den rein refraktiv wirkenden simultanen Kontaktlinsensystemen Variationsmöglichkeiten für die Lage und die Größe der Optikzonen. Ein klassisches Beispiel ist der so genannte nahzentrierte Aufbau. Hierbei befindet sich die abbildende Zone mit dem Brechwert für die Nähe zentriert in der Mitte und hat eine Ausdehnung von 1.25 mm. Ist das Auge auf die Ferne eingestellt, dann dominiert die Fläche der abbildenden Fernzone im Bereich der Pupille mit einem Verhältnis von rund $\frac{2}{3}$ zu $\frac{1}{3}$. Ist die Sensorik darauf eingestellt, wird der störende Seheindruck aus der Nahzone unterdrückt. Blickt das Auge in die Nähe, kommt es zu einer Verengung der Pupille auf rund 2.0 mm. Da sich die Eintrittspupille somit verkleinert hat, die Kontaktlinse sich aber nicht verändert hat, überwiegt jetzt die Nahzone mit ihrem Einfluss. Hinzu kommt eine erhöhte Schärfentiefe durch die kleinere Pupille.

Es gibt drei Dinge, die hierbei kritisch sind:

- die Größenverhältnisse der Optikzonen müssen gut auf die anatomischen Gegebenheiten der Augen abgestimmt sein
- die Sensorik muss in der Lage sein, die Bilder adäquat zu regulieren
- die Linse sollte sich möglichst nicht bewegen, um eine Dezentration der kleinen Optikzonen zu vermeiden

Insbesondere letzteres ist bei formstabilen Kontaktlinsen aber nur sehr schwer zu realisieren, da sich die Kontaktlinsen aus physiologischen Gründen ja beim Lidschlag bewegen sollten. Des Weiteren ist häufig zu beobachten, dass sich die Linsen bei der habituellen Blicksenkung beim Lesen auf der Unterlidkante abstützen und somit gegenüber der Eintrittspupille relativ nach oben verschieben. Damit ist die Nahzone nicht mehr zentrisch vor der Pupille, sondern ein Teil des Fernbereiches. Für diese Fälle haben die Kontaktlinsenhersteller eine Ausweichvariante entwickelt, bei der sich die Fernzone zentrisch in der Mitte der Kontaktlinse befindet und die Nahzone ringförmig daran anschließt. Eigentlich handelt es sich bei dieser letzten Variante schon um keinen reinen simultan abbildenden Kontaktlinsentyp. Die

Auswahl des geeigneten Kontaktlinsentyps erfolgt dabei über die Anpassung von Probelinsen.

Kontaktlinsen mit sukzessivem Wirkprinzip

Ähnlich wie ein Zweistärkenbrillenglas haben diese Kontaktlinsen eine im unteren Linsendrittel eingearbeitete Nahzone. Die Kontaktlinsen haben in der Regel verhältnismäßig kleine Gesamtdurchmesser von meistens 9.0 mm und ein Stabilisierungsprisma, das dafür sorgt, dass sich die Nahzone der Linse immer unten einpendelt und auf der Unterlidkante stabilisiert. Beim Blick in die Ferne befindet sich die Nahzone unterhalb der Pupille und wird nicht wirksam. Das Bild wird also nicht durch eine zweite Abbildung beeinflusst. Beim Blick nach unten schiebt sich die Linse gegenüber der Eintrittspupille des Auges relativ nach oben, so dass die Nahzone dann abbildend wirksam wird. Ist die Verschiebestrecke groß genug, befindet sich auch nur die Nahzone vor der Pupille.

Ein großer Nachteil ist, dass das Linsensystem ausschließlich über die Blickauslenkung funktioniert. Beim Arbeiten am Computer beispielsweise kann bei in Augenhöhe aufgestelltem Monitor die Nahzone nicht genutzt werden.

Die folgende Abbildung zeigt den prinzipiellen Aufbau unterschiedlicher Arten von formstabilen Mehrstärkenkontaktlinsen.

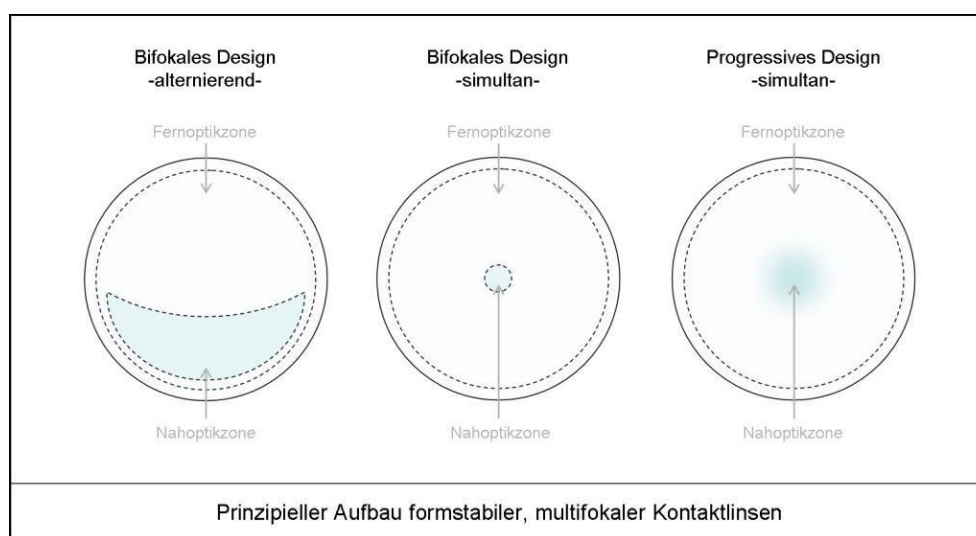


Abb. 28: Die Zeichnung zeigt drei verschiedene Mehrstärkenkontaktlinsen schematisch in Frontalansicht. Die links dargestellte Linse muss sich je nach Sehanforderung (fern oder nah) auf dem Auge verschieben können. Die beiden anderen Linsendesigns arbeiten simultan, können jedoch aufgrund der Bildüberlagerung eine Kontrastminderung bewirken.

Egal welches Wirkprinzip (simultan oder sukzessiv) erzeugt werden soll, die Anwendung der Elektronenstrahlolithographie zur Applikation von Photonensieben stellt eine hervorragende Möglichkeit dar, die Zonen in bis dato nicht erreichter Präzision auf die Kontaktlinsenfläche aufzutragen.

6.5 Messung der Hornhauttopographie

Eine möglichst genaue Erfassung der Hornhautform ist eine ganz wesentliche Voraussetzung zur Anpassung von Kontaktlinsen. Dies setzt ein entsprechendes Messverfahren voraus. Es muss standardisiert, präzise sowie leicht und schnell durchführbar sein.²⁴

6.5.1 Keratometrie

Als Standardverfahren für die Erfassung der zentralen Hornhautradien hat sich die Keratometrie durchgesetzt. Unter der Annahme einer ellipsoiden Form der Cornea lässt sich die Methode durch einfache Modifikationen auch für die Ermittlung der Asphärizität verwenden.

Das Messprinzip beruht auf der Reflexion zweier peripher angeordneter Testmarken den Tränenfilm. Der Untersucher beobachtet die beiden Testmarkenspiegelbilder durch ein Okular und bringt diese manuell durch eine Änderung des Reflexionswinkels zur Koinzidenz. Der zur Erlangung der Koinzidenz erforderliche Reflexionswinkel ist ein Maß für den Zentralradius der Hornhaut. Die Koinzidenzeinstellung erfolgt durch Drehung eines Rändelrades am Instrument.

Liegt eine torische Hornhaut vor, müssen die beiden extremen Zentralradien, die so genannten Hauptschnitte, erfasst werden. Bei den meisten Geräten ist zum Auffinden eines Hauptschnitts eine Drehung des Gerätekörpers solange erforderlich, bis eine Parallelität der Testmarkenspiegelbilder erreicht ist. Bei einem regulären Astigmatismus entspricht der Winkel zwischen beiden Hauptschnitten 90° .

Damit das Maß der peripheren Abflachung der Hornhaut festgestellt werden kann, müssen zusätzliche periphere Messungen entlang der Hauptmeridiane vorgenommen werden. Diese erfolgen meistens unter einem Auslenkwinkel von 30° . Aus messtechnischen Gründen wird senkrecht zum eigentlichen Meridian

gemessen. Damit eine Aussage über die wirkliche Krümmung des Sagittalradius getroffen werden kann, wird der Messradius um einen Differenzwert bereinigt. Dieser ergibt sich aus der zentralen Hornhautradiendifferenz. Es gilt dabei:

Sagittalradius entlang des flachen Zentralradius	=	Differenzbetrag der zentralen Radien wird zum Messradius addiert
Sagittalradius entlang des steilen Zentralradius	=	Differenzbetrag der zentralen Radien wird vom Messradius subtrahiert

Aus diesen Daten kann dann das Maß der peripheren Abflachung der Hornhaut, die numerische Exzentrizität ε errechnet werden. Normalerweise wird dies meridianweise durchgeführt.

Die Formel hierzu ist:

$$\varepsilon = \frac{l}{\sin \varphi} \sqrt{1 - \left(\frac{r_0}{r_s}\right)^2}$$

Dabei ist φ der Messwinkel der Auslenkung, r_0 der Zentralradius und r_s der Sagittalradius. Wenn der Messwinkel mit 30° angenommen wird, kann ε auch mit folgender Näherung berechnet werden:

$$\varepsilon_{30^\circ} \approx \sqrt{r_s - r_0}$$

Bei idealer Betrachtung können die unterschiedlichen Hornhautformen durch Kegelschnitte beschrieben werden. Im Allgemeinen liegt bei einer gesunden Hornhaut eine Ellipsenform vor, die im statistischen Mittel eine numerische Exzentrizität von $\varepsilon = 0.47$ aufweist. Sehr hohe Exzentrizitäten von 1.0 (Parabelform) oder größer (Hyperbelform) deuten auf eine Augenerkrankung, den Keratokonus, hin.

Bei der Anpassung formstabiler Kontaktlinsen an das Auge ist man bestrebt, auch die periphere Abflachung der Kontaktlinse in Gleichklang mit der numerischen Exzentrizität der Hornhaut zu bringen.

6.5.2 Keratographie

Die computergesteuerte Videokeratographie nutzt das modifizierte Placidoprinzip. Das Grundprinzip wurde Ende des 19. Jahrhunderts von Placido vorgestellt. Dabei wurde seinerzeit eine runde weiße Scheibe mit schwarzen konzentrisch angebrachten Kreisen vor das Auge gehalten. Das Spiegelbild wurde dann hinsichtlich Verzerrungen beurteilt und somit auf die optische Qualität der Hornhaut geschlossen. Moderne Geräte nutzen dieses Basisprinzip, in dem konzentrische Ringe auf die Augenvorderfläche projiziert werden, deren Spiegelbilder von einem CCD Kamerasystem erfasst und archiviert werden. Eine Software wertet die Ringbildabstände entlang einer Vielzahl von Meridianen aus und transponiert diese über die Pfeilhöhen in Angaben für die Hornhautbrechkraft (Dpt) oder die Hornhautform (periphere Radien in mm). In der Datenanalyse wird die vermessene Hornhaut mit bekannten geometrischen Formen (z.B. Kugel, Ellipsoid, Torus) verglichen.

Für eine leichtere Interpretation sind die Radien- oder Brechwertangaben in der Anzeige des Videokeratographen gewöhnlich farbkodiert, so dass Änderungen im Verlauf der Hornhautfläche oder –brechkraft auf einen Blick sichtbar werden. Das ist insbesondere bei der Bewertung komplizierter Hornhautgeometrien sehr von Vorteil. In der dreidimensionalen Ansicht werden die Krümmungsunterschiede gewöhnlich überhöht dargestellt. Die folgende Abbildung zeigt Beispieldarstellungen des Übersichtsbildschirms eines Videokeratographen.

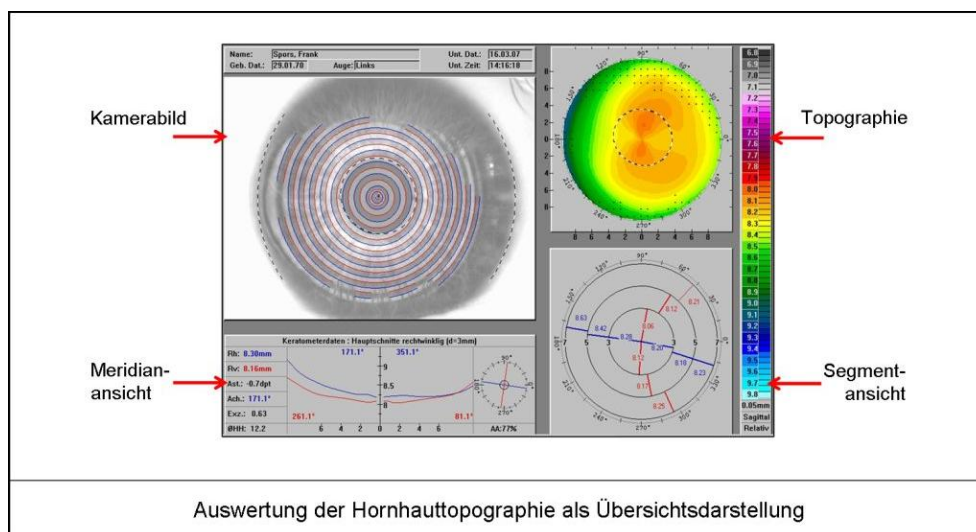


Abb. 29: Die Aufnahme eines Oculus Keratographen zeigt ein Übersichtsfenster mit Datenfeldern und einer topographischen Karte der Hornhautgeometrie. Dies ist die Basis zur Berechnung und Fertigung komplexer Kontaktlinsengeometrien.

Ausgehend von den Ringbildabständen auf dem Tränenfilm ermittelt das Verfahren der Videokeratographie lageabhängige Abweichungen (Pfeilhöhen) der vermessenen Fläche von einer Referenzfläche. Diese als z-Koordinate über einem zweidimensionalen x-y-Koordinatensystem darstellbaren Pfeilhöhen dienen als Grundlage für alle weiteren Berechnungen.

Die absolute Höhenangabe beschreibt den Abstand zwischen einem Punkt auf der Hornhaut und einer lotrecht zum Apex zentrierten Tangente. Die relative Höhenangabe beschreibt den Abstand zwischen einem Punkt auf der Hornhaut und einem auswählbaren Referenzkörper. Sie ist positiv oder negativ vorzeichenbesetzt. Neben einer rotationssymmetrischen Asphäre sind gewöhnlich sphärische, sphärisch-torische oder asphärisch-torische Referenzkörper wählbar.

Die relativen Höhenabweichungen zu der aus einer Datenbank auszuwählenden Kontaktlinsenrückflächengeometrie werden als Basis zur Simulation von Fluoreszeinbildern bei der Anpassung formstabiler Kontaktlinsen genutzt. Diese Simulation wird anschließend durch das Aufsetzen der vom System vorgeschlagenen Kontaktlinse mithilfe eines Biomikroskopsⁱ überprüft. Dazu wird ein fluoreszierender Farbstoff, das Di-Natriumfluoreszein, in den Tränenfilm des Auges appliziert. Es verteilt sich im Tränenfilm und ist an den Stellen in einer höheren Konzentration vorhanden, an denen der Tränenfilm dicker ist. Die Molekülgröße liegt im Bereich von etwa 20 µm, so dass sich bei einer Tränenfilmdicke von weniger als 20 µm kein Fluoreszein mehr befindet. Zur besseren Beurteilung der Fluoreszenz wird in den Beleuchtungsstrahlengang des Biomikroskops ein Blaufilter geschaltet und in den Beobachtungsstrahlengang ein gelber Sperrfilter. Das Auge wird dann durch ein in das Biomikroskop integriertes Galileisches Fernrohr beobachtet. An den Stellen, wo sich eine ausreichende Tränenfilmdicke befindet, leuchtet es grün auf. Je dicker die Schichtdicke, desto intensiver ist die Grünfärbung. Dort wo sich kein Fluoreszein ansammeln konnte, bleibt das Bild schwarz. Im Allgemeinen ist eine gute Übereinstimmung zwischen der Simulation durch den Videokeratographen und der Beobachtung mit aufgesetzter Kontaktlinse vorhanden.

Die Abbildung auf der folgenden Seite zeigt eine entsprechende Simulationsgrafik.

ⁱ auch *Spaltlampe* genannt

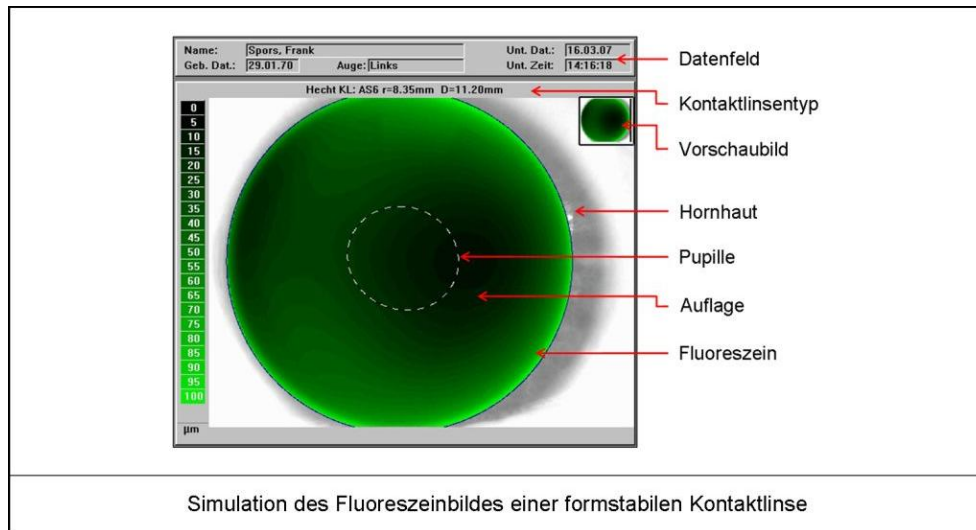


Abb. 30: Zur Beurteilung des Sitzverhaltens einer Kontaktlinse auf dem Auge wird der darunter liegende Tränenfilm mit Di-Natriumfluoreszein angefärbt. Anhand des Bildes wird beurteilt, ob die Linse gut sitzt oder verändert werden muß. Der Oculus Keratograph bietet die Möglichkeit, dieses Bild zu simulieren bevor überhaupt eine Linse aufgesetzt wird.

7 Betrachtungen zum Einsatz von diffraktiven optischen Elementen als Ausgleich von Sehfehlern

Die Fertigung optischer Elemente durch reine Nutzung der Refraktion bietet in einigen Fällen Nachteile und Beschränkungen. Das Unterbringen mehrerer optischer Wirkungen auf einer kleinen Fläche, wie beispielsweise die Fertigung von Mehrstärkenkontaktlinsen oder entsprechenden Intraokularlinsen, ist schwierig. Da die Fläche der durchschnittlichen Augenpupille mit etwa 9.6 mm² sehr gering ist, bleibt für jede Wirkzone nur sehr wenig Platz. Hinzu kommt jeweils ein Übergangsbereich, der eine Verblendung zwischen beiden Wirkzonen darstellt und in dem die Optik undefiniert ist. Für den Anwender bedeutet das eine reduzierte Sehleistung, die sich wie folgt äußern kann:

- Allgemeine Unschärfe
- Komplettes Fehlen eines Sehbereiches (fern oder nah)
- Herabsetzung des Kontrastsehens
- Wahrnehmung von monokularen Doppelbildern
- Instabilität des Bildes
- Wahrnehmung von Pseudo-Stereoeffekten
- Lichthöfe

Des Weiteren ist, wie im Abschnitt 6.4.3 beschrieben, die Pupillenabhängigkeit dieser Systeme ein Problem. Zwar lassen sich statistische Mittelwerte ableiten, jedoch unterliegt die Pupillenfläche großen inter- und intraindividuellen Schwankungen.⁸⁸

Aus diesem Grund stellt der Einsatz von diffraktiven optischen Elementen einen guten Ansatz zur Lösung dieser Probleme dar.

7.1 Das Huygens-Fresnelsche Prinzip

Allen diffraktiven optischen Elementen liegt zur Erklärung das Huygens-Fresnelsche Prinzip zugrunde. Das Huygensche Prinzip alleine besagt:

In jeder Welle kann jeder Punkt als Mittelpunkt eines neuen Elementarwellensystems angesehen werden. Die aus den Elementarwellen entstehende Welle ist mit der ursprünglichen Welle identisch.

Geleitet von der Beobachtung der Ausbreitung von Schallwellen beschrieb Huygens das Prinzip folgendermaßen:³⁸

Ist M der Mittelpunkt eines Wellensystems und hat sich die Welle bis zu dem Kreis K_1 ausgebreitet, so kann man jeden Punkt des Kreises als Mittelpunkt von Elementarwellen auffassen, die sich kreisförmig ausbreiten. Die durch Superposition aller Elementarwellen entstehende Welle ist dann der einhüllende Kreis K_2 aller Elementarwellen. Dieser ist identisch mit dem Kreis, der denselben Mittelpunkt M wie die ursprüngliche Welle und einen Radius hat, der gleich der Summe der Radien des Kreises K_1 und der eines Elementarkreises ist.

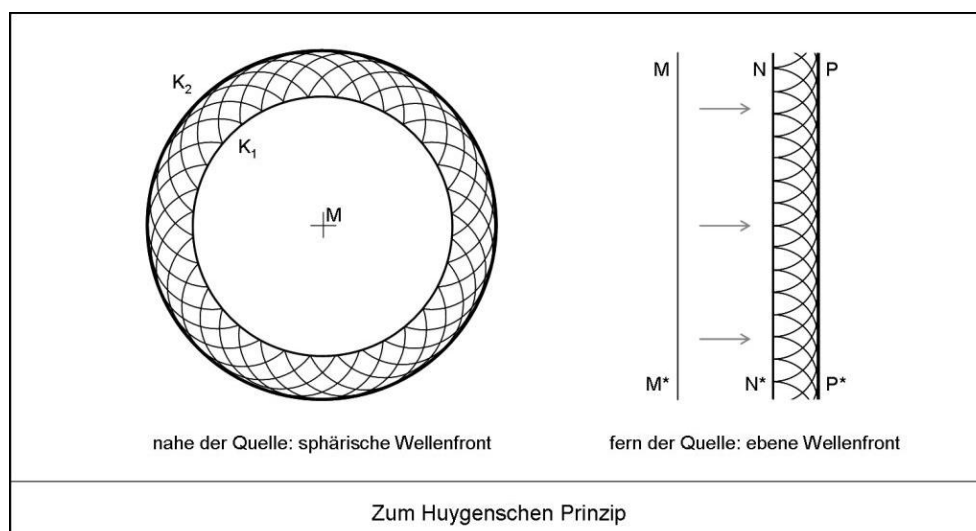


Abb. 31: Wellenfronten in Frontal- und Seitansicht nach Grimsehl.³⁸ Man erkennt im linken Bild, dass sich Kugelwellen vom in der Mitte liegenden Punkt M ausgebreitet haben und Einhüllende bilden, die konzentrisch zu M liegen. Dies sind kugelförmige Wellenfronten. Im rechten Bild befindet sich M im Unendlichen. Auch hier gibt es Kugelwellen ausgehend von M . Aufgrund der großen Entfernung zu M sind die Einhüllenden in diesem Fall plane Wellenfronten.

Das Huygenssche Prinzip der einhüllenden Flächen ist von Fresnel ergänzt und in eine Form gebracht worden, die es erst zur vollständigen Geltung brachte. Fresnel verband das Huygenssche Prinzip mit dem Prinzip der Interferenz. In der Ableitung wird dazu ein Punkt P außerhalb der Wellenfront K_1 betrachtet. Dieser Punkt wird offenbar durch alle Elementarwellen beeinflusst, deren Mittelpunkte auf dem Kreis K_1 liegen. Um den Schwingungszustand für den Punkt P ableiten zu können, muss man die Schwingungszustände aller Elementarwellen im Punkt P addieren.

Geht man davon aus, dass die Lichtquelle sehr weit entfernt ist, so ist der Mittelpunkt der ursprünglichen Welle sehr weit entfernt und der Kreis K_1 kann als gerade Linie aufgefasst werden. In diesem Fall betrachten wir dann eine Wellenfront W_0 , die sich in Richtung ihrer Normalen ausbreitet. Für Modellannahmen geht man davon aus, dass diese Wellenfront zu einem bestimmten Zeitpunkt bis zur Ebene W gekommen ist. In dieser Situation kann in einem Beispiel die Wirkung der Elementarwellen auf den Schwingungszustand eines vor W im Abstand a liegenden Punktes P untersucht werden. Dazu wird das Lot von W auf P gefällt. Die Durchstoßstelle des Lotes auf der Wellenfront wird als Pol des Punktes P bezeichnet. Anschließend werden Geraden von P zu W gezogen, die jeweils um $\lambda/2$ anwachsen.

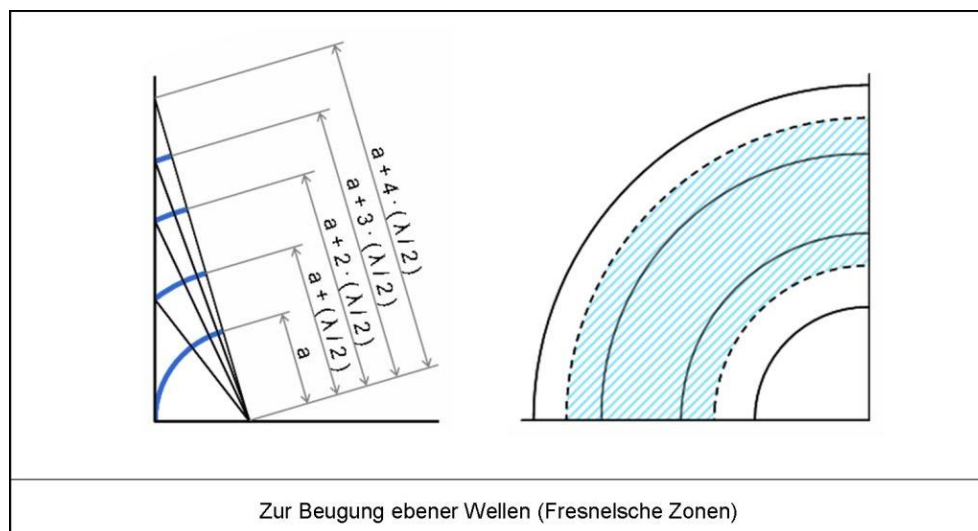


Abb. 32: Die Abbildung links zeigt die Wirkung verschiedener Elementarwellen gleicher Amplitude auf einen Punkt in Lichtrichtung hinter der Wellenfront. Eine Fokussierung in dem Punkt wird durch destruktive Interferenz der jeweils um $\lambda/2$ versetzten Wellenzüge verhindert. Schaltet man diese aus, wird Licht fokussiert. Die Amplitude realer Wellen nimmt bei Ausbreitung ab. Die Wirkung der Elementarwellen einer Fresnelschen Zone wird durch die Wirkung der beiden Hälften der unmittelbar benachbarten Zonen aufgehoben. Das zeigt die rechte Grafik. (In Anlehnung an Grimsehl.³⁸)

Nach dem Satz des Pythagoras folgt nun:

$$r_1^2 = \left(a + \frac{\lambda}{2}\right)^2 - a^2 = a\lambda + \frac{\lambda^2}{4}$$

Aufgrund der Größenverhältnisse kann zur Vereinfachung $\lambda^2/4$ gegen $a\lambda$ vernachlässigt werden. Somit ergibt sich für den Radius r_1 der folgende Ausdruck:

$$r_1 = \sqrt{a\lambda}$$

Und für den n -ten Radius r_n gilt:

$$r_n = \sqrt{na\lambda}$$

Von Interesse für die weitere Betrachtung sind die Flächeninhalte A der Kreise. Für den ersten Kreis lässt sich A wie folgt berechnen:

$$A_1 = \pi r_1^2 = \pi a\lambda$$

Und der Flächeninhalt für den n -ten Kreis ergibt sich zu:

$$A_n = \pi na\lambda$$

Daher haben die Kreisringe alle die gleiche Fläche wie der erste Kreis.

$$A = A_{n+1} - A_n = \pi(n+1)a\lambda - \pi na\lambda = \pi a\lambda$$

Diese kreisringförmigen Flächenstücke werden als Fresnelsche Zonen bezeichnet. Aus der vorher gemachten Herleitung ist zu sehen, dass alle Fresnelsche Zonen

gleich große Flächenelemente darstellen. Demnach gehen von jeder Fresnelschen Zone gleich viele Elementarwellen aus. In der vorangegangenen Abbildung, im linken Teilbild, sind die Geraden von P zu W so eingezeichnet worden, dass jeder dadurch entstehende Kreis um den Betrag einer halben Wellenlänge weiter von P entfernt ist, als der vorhergehende. Gehen nun von der ebenen Wellenfront W von den Punkten, an denen die Geraden auf die Wellenfront treffen, neue Elementarwellen mit gleicher Schwingungsphase aus, so treffen sie an P mit unterschiedlichen Phasen ein. Der Unterschied beträgt nach der Konstruktion genau $\lambda/2$. Sind nun die Amplituden der Elementarwellen alle gleich, so löschen sie sich alle gegenseitig aus. Wir haben destruktive Interferenz und am Punkt P ist es dunkel. In der Realität nimmt jedoch die Amplitude der Schwingung bei Ausbreitung der Elementarwellen ab. Zur allgemeineren und besseren Berechnung der Schwingungsverhältnisse nutzt man nun die Erkenntnis, dass die Amplitude einer bestimmten Welle gleich dem arithmetischen Mittel der Amplituden zweier benachbarter Wellen ist. Mit anderen Worten: Die Wirkung aller Elementarwellen einer Fresnelschen Zone wird durch die Wirkung der beiden Hälften der unmittelbar benachbarten Zonen aufgehoben. Die vorhergehende Grafik, auf Seite 106, zeigt das im rechten Teilbild schematisch.

Die Gesamtwirkung aller Zonen (Gesamtamplitude z) einer unbegrenzten ebenen Wellenfront auf einen vor der Wellenfront liegenden Punkt berechnet sich wie folgt:

$$z = z_1 - z_2 + z_3 - z_4 + z_5 \dots$$

Die Alternanz der Teilamplituden z_1, z_2, z_3, \dots entsteht, weil die durchschnittliche Schwingungsphase aus benachbarten Zonen um π differiert. Der vorher gehende Ausdruck für die Gesamtamplitude z kann zum Zwecke der späteren Vereinfachung folgendermaßen umgeformt werden.

$$z = \frac{1}{2} z_1 + \left(\frac{1}{2} z_1 - z_2 + \frac{1}{2} z_3 \right) + \left(\frac{1}{2} z_3 - z_4 + \frac{1}{2} z_5 \right) + \dots$$

Wie zuvor gezeigt, wird nun aber jeder einzelne der Klammerausdrücke zu Null. Daher kann für die Gesamtamplitude z vereinfacht geschrieben werden:

$$z = \frac{1}{2} z_1$$

Denn bei einer unendlich ausgedehnten ebenen Welle werden die letzten Glieder der Reihe für z immer kleiner und streben der Grenze Null zu.

Zusammenfassend kann man daher zum Huygens-Fresnelschen Prinzip schreiben:

Alle Elementarwellen, die von allen Punkten einer unendlich ausgedehnten ebenen Welle ausgehen, wirken auf einen vor der ebenen Welle liegenden Punkt so, wie die Hälfte der ersten Elementarzone, die den Pol des Punktes umgibt.

7.2 Fresnelsche Zonenplatte

7.2.1 Allgemeines und Konstruktion

Aus den voran gegangenen Betrachtungen ist zu ersehen, dass sich, aufgrund der zonalen Einflüsse einer Wellenfront, Teile der Elementarwellen im Punkt P auslöschen. Ein einfacher Ansatz, diese destruktiven Interferenzen zu vermeiden, liegt nun theoretisch darin, die entsprechenden Zonen optisch auszublenken. Nimmt man einen kleinen Schirm, der die Eigenschaft besitzt, jede zweite Fresnelsche Zone auszublenken, dann kann im Punkt P eine deutliche Zunahme der Helligkeit erreicht werden. Die Ausblendung kann durch eine entsprechende Schwärzung der Zonen erreicht werden, oder durch eine anderweite Blockade der Lichttransmission, beispielsweise eine metallische Beschichtung. Aufgrund der neuen Technologien in den Materialwissenschaften bieten sich hier zahlreiche Möglichkeiten. Eine davon ist die Elektronenstahlithographie unter Verwendung von Edelmetallen, auf die im

Kapitel 9 eingegangen wird. Ein solches Schirmchen wirkt wie eine Sammellinse, da die Lichtintensität im Punkt P nun sehr hoch ist. Es wird als Fresnelsche Zonenplatte oder nur als Zonenplatte bezeichnet. Für die Verwendung als Zusatzoptik auf einer Kontaktlinse oder Intraokularlinse ist eine Zonenplatte recht gut geeignet, da hier nur kleine Strukturen erforderlich sind und sich die Fertigung somit vorteilhaft gestaltet.

Das allgemeine Prinzip des Aufbaus einer Zonenplatte ist in folgender Grafik gezeigt.

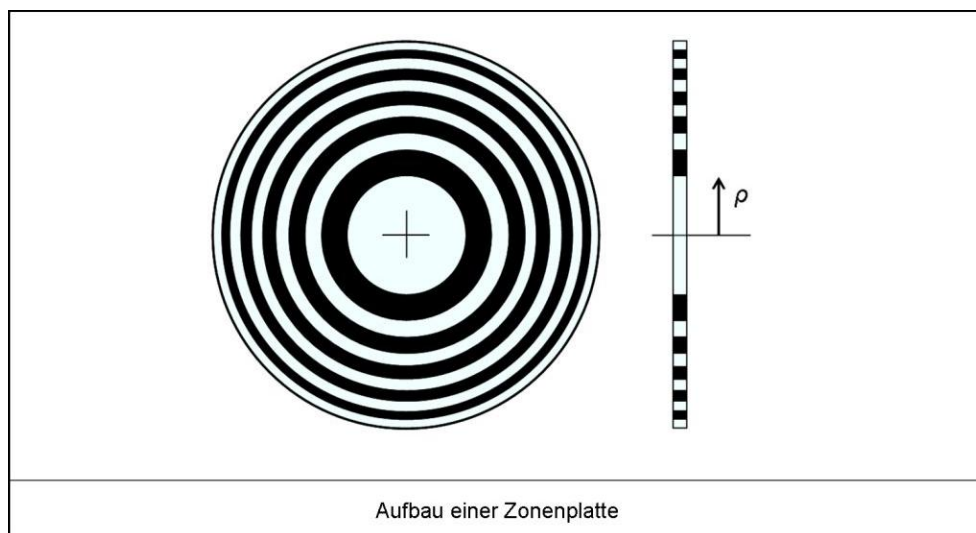


Abb. 33: Die Grafik zeigt eine Fresnelsche Zonenplatte in Frontal- und Seitansicht. Die Zonen, die eine gewünschte Fokussierung aufgrund destruktiver Interferenz verhindern, sind geschwärzt und somit optisch ausgeschaltet worden. Die Fläche der jeweiligen Ringzonen ist konstant. (In Anlehnung an Freeman & Hull³⁴)

Zur generellen Konstruktion einer Zonenplatte wird eine Serie konzentrischer Kreise erzeugt, deren Radien proportional zur Quadratwurzel der Anzahl sind. Anschließend werden alternierende Zonen geschwärzt. Durch eine Anpassung der Ringgröße wird eine verstärkende Wirkung der Lichtwellen auf einen Punkt P in einer bestimmten Distanz erzeugt. Dabei werden die Lichtwellen, die ein halbe Wellenlängen-Periode darstellen, aufgrund der Schwärzung ausgeschaltet.³⁴

Bei der Schwärzung ist es theoretisch egal, ob diese in der Mitte beginnt oder ab der ersten Zone, solange das alternierende Prinzip beibehalten wird. Die abbildenden Eigenschaften sind in beiden Fällen gleich. Die Begründung dafür liefert das Babinetscheⁱ Theorem. Es besagt, dass das Beugungsbild zweier geometrisch gleichartiger Blenden, mit Ausnahme der optischen Achse, auf einem Auffangschirm gleich ist.

Die Schwärzung alternierender Zonen bringt eine Reduktion der Gesamtintensität des Lichtes hinter der Zonenplatte mit sich. In Bezug auf den Punkt P verhält sich die Zonenplatte wie eine Sammellinse, wobei die Entfernung des Punktes P von der Zonenplatte der Brennweite entspricht. Jede Zonenplatte hat jedoch multiple Brennweiten, weil eine Konzentration des Lichtes auch an anderen Stellen als am Punkt P auftreten kann. Diese Stellen sind dort vorhanden, wo die Phasendifferenz der Wellenzüge ein ganzzahliges Vielfaches der Wellenlänge ist (2λ , 3λ , 4λ , usw.). Sie resultieren in einer zunehmend kürzeren Brennweite.

Eine Zonenplatte weist wie auch eine gewöhnliche Linse Farbabweichungen auf, also Dispersion, da die Brennweite von der Wellenlänge abhängig ist. Darauf und auf die Auswirkung bei Anwendung am menschlichen Auge wird in den Abschnitten 7.2.4 und 7.3 eingegangen.

7.2.2 Phasen-Zonenplatte

Die Phasen-Zonenplatte stellt eine Weiterentwicklung der ursprünglichen Fresnelschen Zonenplatte dar. Hierbei wird auf die Schwärzung der Zonen verzichtet. Das hat den Vorteil, dass die Gesamthelligkeit hinter dem Element höher ist. An den Stellen, an denen die klassische Zonenplatte geschwärzt ist, ist die Phasen-Zonenplatte transparent, aber dicker gefertigt, so dass die von dort ausgehenden Wellenzüge einen Phasenversatz um π erfahren. Da nun in Bezug auf den Punkt P hinter der Zonenplatte alle Wellenzüge mit gleicher Phase ankommen, ist die Intensität deutlich höher. Allerdings bleiben auch die unterschiedlichen

ⁱ nach Jacques Babinet, französischer Physiker (1794 - 1872)

Brennweiten für andere Punkte außer P , in denen die Wellenzüge mit einem ganzzahligen Vielfachen der Wellenlänge λ eintreffen, erhalten. Man nimmt gewöhnlich die Abbildung erster Ordnung als Referenz und bezeichnet die dazugehörige Entfernung von der Zonenplatte als Referenzbrennweite. Das dazugehörige Bild wird geformt bei einer Phasendifferenz von einer Wellenlänge zwischen jeder vollen Zone. Verwendet man das Zentrum der Platte und die jeweils äußere Kante einer vollen Zone als Bezugsgrößen, so addieren sich die Wellenzüge im Punkt P konstruktiv, weil dann exakt eine Wellenlänge Unterschied zwischen Ihnen vorliegt. Zur Berechnung der Zonenelemente wird die Scheiteltiefenformel für jede einzelne Zone angewendet. Diese lautet:

$$s = \frac{\rho^2}{2r}$$

Dabei ist s die Scheiteltiefe, ρ ist die Zonenhöhe und r ist der Radius, der in diesem Fall die Entfernung zum Punkt P darstellt und im Weiteren als Brennweite f bezeichnet wird. Die folgende Grafik zeigt die Strecken und Maße an einer Phasen-Zonenplatte.

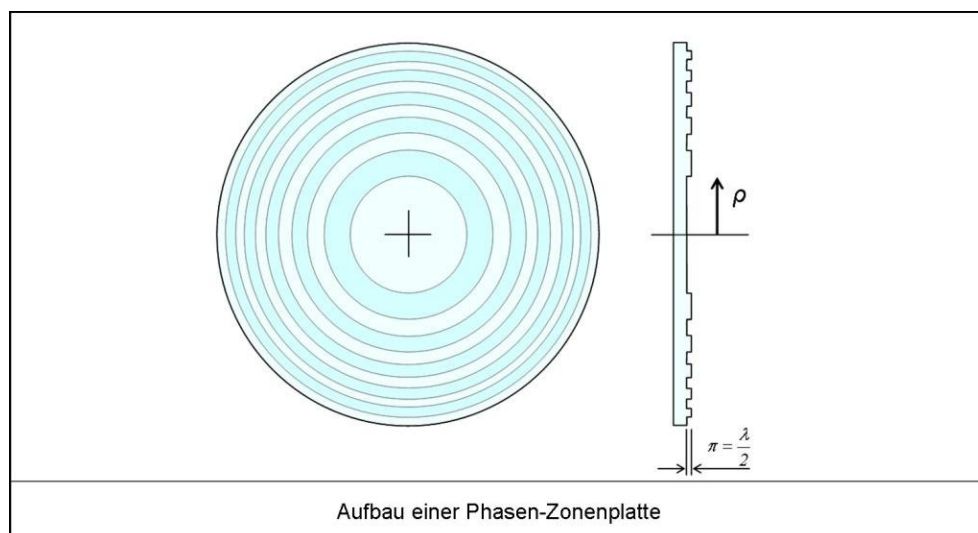


Abb. 34: In dieser Grafik ist eine Phasenzonenplatte dargestellt. Die Zonen, die eine gewünschte Fokussierung aufgrund destruktiver Interferenz verhindern, sind im gleichen Material um den Betrag von $\lambda/2$ dicker gefertigt. Die Wellenzüge werden dadurch um diese Weglänge versetzt und interferieren nicht länger destruktiv. Der Vorteil gegenüber der normalen Zonenplatte liegt in der höheren Lichtausbeute. Entlang der optischen Achse gibt es jedoch mehrere Bereiche, bei denen konstruktive Interferenz gegeben ist. Daher gibt es mehrere Brennpunkte, was meistens nicht erwünscht ist.
(In Anlehnung an Freeman & Hull³⁴)

Zur Berechnung der Brennweite der Phasen-Zonenplatte wird die Scheiteltiefenformel betrachtet. Für die verschiedenen Zonenkonstruktionen gilt:

$$s_1 - s_0 = s_2 - s_1 = \dots = \lambda$$

Eingesetzt mit den Werten für s_0 , s_1 und s_2 resultiert:

$$\frac{\rho_1^2 - \rho_0^2}{2f} = \frac{\rho_2^2 - \rho_1^2}{2f} = \dots$$

Daher ergibt sich:

$$\rho_1^2 - \rho_0^2 = \rho_2^2 - \rho_1^2 = 2f\lambda$$

Betrachtet man das Zentrum der Phasen-Zonenplatte, so ist $\rho_0 = \text{Null}$ und $s_0 = \text{Null}$. Daher gilt nun:

$$\rho_1^2 = 2f\lambda$$

Beziehungsweise:

$$\rho_1 = \sqrt{2f\lambda}$$

Für die Berechnung der Zonenhöhe von ρ_2 können folgende Überlegungen gemacht werden:

$$\rho_2^2 - \rho_0^2 = (\rho_2^2 - \rho_1^2) + (\rho_1^2 - \rho_0^2) = 2(2f\lambda)$$

Somit ergibt sich für die einzelnen Zonenhöhen:

$$\rho_2 = \sqrt{[2(2f\lambda)]} = \sqrt{2(\sqrt{2f\lambda})}$$

$$\rho_3 = \sqrt{[3(2f\lambda)]} = \sqrt{3(\sqrt{2f\lambda})}$$

Daher kann für die Berechnung der n -ten Zone geschrieben werden:

$$\rho_n = \sqrt{[n(2f\lambda)]} = \sqrt{n[\sqrt{2f\lambda}]}$$

Und daher ist die Zonenhöhe ρ_n vereinfacht ausgedrückt zu berechnen als das Produkt aus der Wurzel von n multipliziert mit dem Radius der ersten Zone ρ_1 , denn:

$$\rho_1 = \sqrt{2f\lambda}$$

Die Ringe der Phasen-Zonenplatte haben also Radien, die proportional zur Quadratwurzel von 1, 2, 3, 4, usw. sind.

Nimmt man für ein Beispiel die erste Zone als Referenz und setzt $\rho_1 = 0.5 \text{ mm}$ und $\lambda = 555 \text{ nm}$, dann berechnet sich die Brennweite wie folgt:

$$f = \frac{\rho_1^2}{2\lambda} = \frac{0.25 \text{ mm}^2}{0.00111 \text{ mm}} = 225 \text{ mm}$$

Auf diese Art und Weise kann ein optisches Element konstruiert werden, dessen Brechkraft rund 4.5 Dioptrien beträgt, wenn die Durchmesser der vollen Zonen 1, 1.4, 1.73, 2, 2.24, 2.5, 2.65 und 2.8 mm betragen. Die Brennweite für die Zonen bleibt damit konstant. Jedoch besteht eine Wellenlängenabhängigkeit der Brennweite. Für blaues Licht der Wellenlänge 400 nm beträgt die Brennweite 312 mm, was einer Brechkraft von 3.2 Dioptrien entspricht. Für rotes Licht der Wellenlänge 650 nm beträgt die Brennweite 192 mm, was einer Brechkraft von 5.2 Dioptrien entspricht. Die maximale Brechwertdifferenz aufgrund der Wellenlängenunterschiede liegt in diesem Fall bei 2 Dioptrien. Auf die Relevanz eines solchen Wertes für die Anwendung am menschlichen Auge und das Sehen wird im Abschnitt 7.3 eingegangen.

7.2.3 Kinoform

Im Vergleich zur klassischen Fresnelschen Zonenplatte und der Phasen-Zonenplatte ist die „geblazte Zonenplatte“ⁱ, auch Kinoform genannt, zu betrachten. Bei ihr sind die einzelnen Zonen als volle Perioden gefertigt. Die Ablenkung der Wellenzüge mit dem zur entsprechenden Interferenz nötigen Phasenversatz wird durch einen zunehmend asymmetrischen Aufbau der Diffraktionszonen erreicht. An der Kante einer jeden Stufe tritt dabei für Licht der Wellenlänge λ_0 ein Phasenversatz von 2π auf, so dass die von dort kommenden Wellenzüge zum Bild der ersten Ordnung geleitet werden. Wellenzüge mit deutlich kürzeren Wellenlängen erfahren dagegen einen Phasenversatz um 4π und werden zum Bild der zweiten Ordnung geleitet. Die Wellenlängenabhängigkeit dieses Systems ist genauso wie bei den anderen diffraktiven Systemen. Also für kürzere Wellenlängen wird die Brennweite entsprechend länger. Interessanterweise hilft die Dispersion etwas bei der Bildformung. Für den Fall dass kurzwellige Wellenzüge mit $\lambda_1 = \lambda_0/2$ auftreten, haben diese aufgrund der Dispersion des DOE die doppelte Brennweite der langwelligen Wellenzüge (λ_0). Der asymmetrische Aufbau der abbildenden Stufe des Elementes verkürzt diese aber. Damit werden sie an den gleichen Bildort geleitet, wie die langwelligen Züge. Im Bereich der Phasen-Zonenplatten macht diese Eigenschaft derartig gestaltete diffraktive optische Elemente besonders geeignet für die Korrektur von Abbildungsfehlern am Auge. Normalerweise wird dann das Licht zu zwei definierten Bildorten geleitet. Einer ist für die Fernwirkung und einer für die Nahwirkung konstruiert. In der folgenden Abbildung ist der Aufbau einer geblazten Zonenplatte gezeigt.

ⁱ von engl. blaze = Glanz

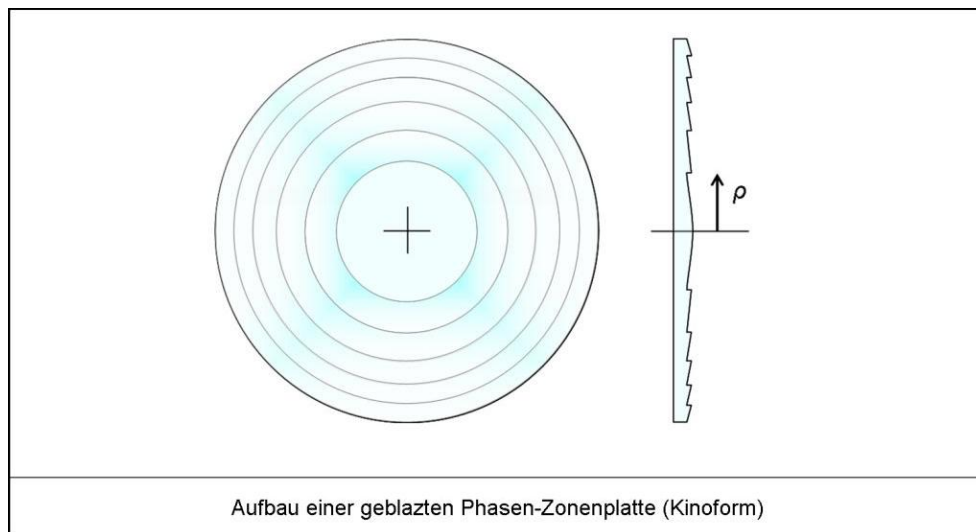


Abb. 35: Hier ist eine geblazte Phasenzonenplatte dargestellt. Das Material ist ebenfalls gleichmäßig transparent. Die Zonenhöhen entsprechen denen der normalen Phasenzonenplatte. Zur Vermeidung mehrerer Brennpunkte sind prismatische Wirkungen in die jeweiligen Zonen eingearbeitet worden. Die Wellenzüge werden in den alternierenden Zonen ebenfalls um $\lambda/2$ versetzt und kommen aufgrund der prismatischen Zusatzwirkung alle in einem Brennpunkt zur (konstruktiven) Interferenz.
(In Anlehnung an Freeman & Hull³⁴)

7.2.4 Dispersion einer Zonenplatte

Im Kapitel 6.3 ist die Dispersion optischer Elemente in Abhängigkeit von der Wellenlänge beschrieben worden. Ausschlaggebend hierfür ist die unterschiedliche Ablenkung, bzw. prismatische Wirkung, für Licht unterschiedlicher Wellenlängen. Dieses Verhalten kann über einen Formelsatz berechnet werden und wird durch die Abbesche Zahl als numerischer Wert angegeben.

Betrachtet man ein Prisma, so stellt man fest, dass der Wert der prismatischen Ablenkung von der Brechzahl des Materials und vom Primenwinkel φ beeinflusst wird. In die Brechzahl des Materials ist die Wellenlängenabhängigkeit eingeflossen. Allgemein betrachtet ist dieser Zusammenhang folgendermaßen:

$$\delta = \varphi(n - 1)$$

Dispersion refraktiver optischer Elemente, gezeigt am Beispiel von Kronglas

Nimmt man normales Kronglas als Grundlage, so ist dies mit einer Abbeschen Zahl von 58 angegeben. Die prozentuale Gesamtdispersion kann berechnet werden mit:

$$D_G = \frac{1}{v} \cdot 100\% = \frac{1}{58} \cdot 100\% = 1.72\%$$

Dies bedeutet, dass bei Kronglas eine sehr geringe Dispersion auftritt.

Dispersion diffraktiver optischer Elemente

Bei einem diffraktiven optischen Element ist die Ablenkung direkt proportional zur Wellenlänge. In der Formel für die Ablenkung des Lichtes werden daher der Primenwinkel φ und die Brechzahl n ersetzt durch das Gitterintervall $(b + c)$ und die Wellenlänge λ . Die Ablenkung für die erste Ordnung ist somit:

$$\delta = \frac{\lambda}{b + c} \text{ rad}$$

Anders ausgedrückt kann geschrieben werden:

$$\delta = \left(\frac{1}{b + c} \right) \lambda$$

Setzt man die Referenzwellenlängen zur Berechnung der Dispersion eines diffraktiven optischen Elementes direkt in die Abbesche Formel ein, so erhält man:

$$v = \frac{\lambda_e}{\lambda_{F'} - \lambda_{C'}} = \frac{546.07 \text{ nm}}{486.13 \text{ nm} - 656.28 \text{ nm}} = -3.21$$

Die prozentuale Gesamtdispersion ist somit:

$$D_G = \frac{I}{v} \cdot 100\% = \frac{I}{-3.21} \cdot 100\% = -31.15\%$$

Das ist die entgegen gesetzte Richtung und betragsmäßig auch deutlich mehr, als bei einem normalen Glasprisma.

7.3 DOE zur Korrektur der Chromatischen Abberation des Auges

Am Beispiel die Phasen-Zonenplatte ist im Abschnitt 7.2.2 ist die unterschiedliche Brechkraft in Abhängigkeit von der Wellenlänge berechnet worden. Da man beim Einsatz am menschlichen Auge grundsätzlich mit polychromatischem Licht arbeitet, wird das bei der Abbildung im Auge zu tragen kommen. Das gegebene Beispiel ist mit einer Referenzwellenlänge von 555 nm, einer Zonenhöhe von 0.5 mm und einer Brennweite von 225 mm gerechnet worden, was einer dioprischen Wirkung von rund 4.50 Dioptrien entspricht.

Zur Anwendung diffraktiver optischer Elemente am menschlichen Auge wird die Erzeugung additiver Wirkungen für den Nahbereich in Erwägung gezogen. Appliziert werden die Elemente hier idealerweise auf einer Kontaktlinse oder auch Intraokularlinse, weil diese den Blickbewegungen der Augen folgen und eine somit eine stabile Zentrierung zur Eintrittspupille des Auges zulassen. Bei diesen Anwendungen sind Werte der Nahaddition von 4.50 Dioptrien recht hoch. Praxisnäher sieht es mit Additionen um die 2.00 Dioptrien aus. Das bedeutet die Realisierung eines deutlichen Sehbereiches von 50 cm vor dem Auge, selbst wenn die Akkommodation komplett ausgeschaltet ist.

Berechnet man dies, so kommt man für die erste Zone auf eine Zonenhöhe von 0.75 mm, gemäß folgender Formel:

$$\rho_1 = \sqrt{f \cdot 2\lambda} = \sqrt{500 \text{ mm} \cdot 0.00111 \text{ mm}} = 0.75 \text{ mm}$$

Für eine Wellenlänge von 400 nm ergibt sich demnach eine Brennweite von 693.75 mm und für eine Wellenlänge von 650 nm ergibt sich eine Brennweite von 426.92 mm. Die dazugehörigen dioptrischen Werte sind gemäß $1/f$ für 400 nm = 1.44 D und für 650 nm = 2.34 D. Die Differenz beträgt 0.90 D, also rund eine Dioptrie an chromatischer Aberration.

Für sich alleine betrachtet ist das Auftreten einer chromatischen Aberration durch den Einsatz diffraktiver optischer Elemente nicht optimal, jedoch hat auch das menschliche Auge eine chromatische Aberration und zwar genau in der entgegengesetzten Richtung. Unter allen Abbildungsfehlern, hat die chromatische Aberration den höchsten dioptrischen Wert, sofern das Auge gesund ist.^{7, 49} Die durchschnittliche chromatische Aberration des menschlichen Auges ist im Kapitel 3.2.3 auf Seite 45 dargestellt.

Durch ihre entgegengesetzten Beträge kann die eigentliche Unzulänglichkeit diffraktiver optischer Elemente in einer eleganten Weise genutzt werden, um die chromatische Aberration des menschlichen Auges mit auszugleichen. Da die chromatische Aberration des Auges einen bemerkenswert hohen Betrag hat, gibt es seit langer Zeit Bestrebungen sie auszugleichen und auf diesem Wege die Gesamtsehleistung zu verbessern sowie Brechwertreserven zu schaffen. Im Bereich der Sehhilfen ist die Korrektur mit nicht-diffraktiv wirkenden Systemen jedoch sehr schwierig und beschränkt sich derzeit auf experimentell erprobte, schmalbandige Bandpassfilter, was jedoch zu einem mehr oder weniger monochromatischen Seheindruck führt und somit keine gute Lösung darstellt. Technisch aufwändige Achromate, also Kombinationsoptiken aus Linsen

unterschiedlicher Brechzahlen, wie sie in Mikroskopen und Fernrohren eingesetzt werden, kommen als Korrektionsystem im Bereich der Sehhilfen nicht in Frage.

Ob und wenn überhaupt, inwieweit das visuelle System als möglichen Steuermechanismus für die Genauigkeit der Akkommodation auf eine bestimmte chromatische Aberration angewiesen ist, ist unklar und wird derzeit wissenschaftlich untersucht.^{91, 96}

7.4 DOE als Korrektionsmittel bei Presbyopie

Wie im Abschnitt 6.4.3 besprochen ist die wirkliche Pupillengröße des Auges ein kritischer Faktor für die Gestaltung der verschiedenen optischen Zonen. Sie unterliegt jedoch erheblichen interindividuellen Schwankungen, wird durch die Einstellung des Auges auf Helligkeit und Nähe beeinflusst und unterliegt einer konstanten Unruhe. Des Weiteren können psychologische Faktoren eine Änderung der Pupillengröße hervorrufen. Das ist für fest eingestellte refraktive Zonendurchmesser ein Problem. Hier liegt die Stärke der Anwendung diffraktiver optischer Elemente, die eine Fokussierung unabhängig vom Pupillendurchmesser erlauben. Die Trägerkontaktlinse liefert die erforderliche Fernbrechkraft durch das Radienverhältnis von Vorder- und Rückfläche und die Materialbrechzahl. Da die zusätzlich zu realisierenden Brennweiten je nach Grad der Presbyopie für die Nähe zwischen 1000 mm und 333 mm betragen können, ist sichergestellt, dass der für das Fernsehen kritische zentrale Teil frei von störenden Zusatzoptiken gehalten werden kann. Die Berechnungen für die entsprechenden Zonengrößen sind im Abschnitt 11.1 dargestellt.

7.5 DOE als Hilfsmittel zur Myopiekontrolle

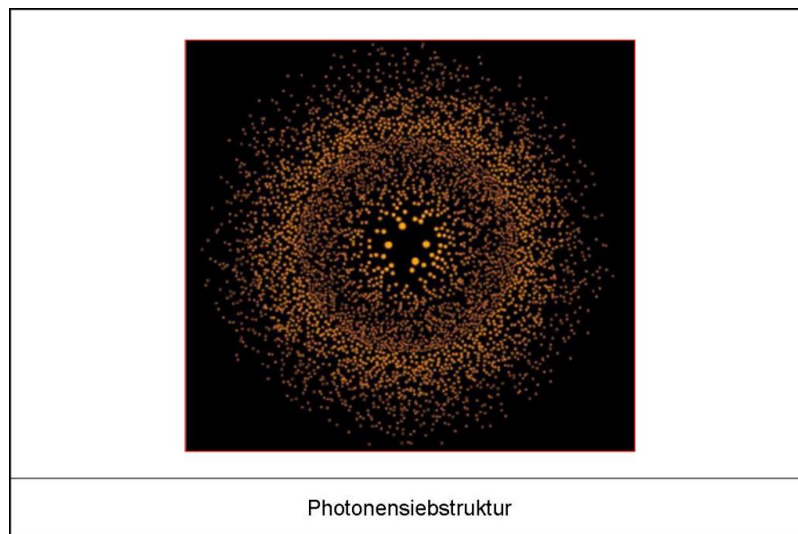
Ein weiteres Einsatzgebiet für diffraktive optische Elemente sind Optiken, die im Rahmen der Kontrolle der Myopieprogression des Auges eingesetzt werden können. Hier haben sich insbesondere LASIK als operatives Verfahren und Orthokeratologie als kontaktlinsentherapeutisches Verfahren als geeignet erwiesen.^{54, 103, 124} Bei

beiden Verfahren ist gleich, dass sie eine hohe sphärische Aberration am Auge erzeugen, die als der entscheidende Faktor zur Stagnation der Progression der Myopie angesehen wird.^{13, 87} Da beide Verfahren nicht frei von pathologischen Risiken sind, liegt es nahe eine Optik auf einer normalen Kontaktlinse zu erzeugen, die ebenfalls eine pupillenwirksame deutliche sphärische Aberration erzeugt. Auch hierfür würden diffraktive optische Elemente in Betracht kommen, die entsprechend den Ringzonen einer multifokalen Linse auf die Kontaktlinse appliziert werden können. Der Effekt entlastet damit nebenbei auch die Akkommodation, was ein Vorteil sein könnte. Denn in Studien hat sich herausgestellt, dass kurzsichtige Menschen eine verringerte Akkommodation aufweisen.^{2, 19} Hier könnte ein Wert von etwa +0.75 Dioptrien als ideal angesehen werden, der betragsmäßig der Beugungsoptik zugewiesen wird.

Ein großer Vorteil in der Verwendung diffraktiver optischer Elemente liegt in der relativen Pupillendurchmesserunabhängigkeit. Refraktiv wirkende Flächen sind immer von vorneherein auf einen bestimmten Eintrittspupillendurchmesser optimiert. Die menschliche Pupille ist jedoch recht variabel und besonders im Bereich der Naharbeit kann der Pupillendurchmesser erheblich schwanken. Die Naheinstellung des Auges ist ein parasympathisch gesteuerter Prozess in dessen Folge es unter anderem zu einer Engstellung der Pupille kommt. Tritt während der Naharbeit erhöhter Stress auf (z. B. durch Leistungsdruck) kommt es zu einer erhöhten Aktivität des Sympathicus. Dies ist aber unter anderem mit einer Erweiterung der Pupille verbunden. Eine im Vorfeld festgelegte refraktive Fläche arbeitet in diesem Fall optisch nicht optimal. Bei einem diffraktiven optischen Element ist das durch den alternierenden Aufbau der ringförmig angeordneten Beugungszonen anders. Die Schwankung des Pupillendurchmessers hat weitestgehend keinen Einfluss auf die optische Wirksamkeit.

8 Einsatz von Photonensieben als fundamental neuartiger Ansatz zum Ausgleich von Sehfehlern

Photonensiebe sind diffraktive optische Elemente. Sie stellen neuartige hochauflösende Beugungsoptiken dar, die aus einer Vielzahl definiert angeordneter Lochblenden bestehen. Durch eine geeignete Wahl von Größen und Anordnung der Lochblenden können sehr gute Fokussierungs- und Abbildungseigenschaften erreicht werden.⁴ Es ist möglich, dass der Brennpunkt eines solchen Photonensiebes einen kleineren Durchmesser hat als der Durchmesser der kleinsten Lochblende ist. Die folgende Abbildung zeigt eine vergrößerte Photonensiebstruktur.



*Abb. 36: Dargestellt sind die, zufällig auf Fresnelschen Zonen verteilten, Beugungsstrukturen (Löcher) eines Photonensiebes.
Quelle: 'Focusing soft X-Rays with Photon Sieves' (Kipp⁵⁷)*

Photonensiebe wurden am Institut für experimentelle und angewandte Physik an der Christian-Albrechts-Universität Kiel im Jahr 2001 entwickelt und vorgestellt. Ihr Haupteinsatzzweck war jedoch nicht die Anwendung im polychromatischen sichtbaren Lichtbereich, sondern die Nutzung in Verbindung mit Röntgenstrahlung für die Photoemissionsspektroskopie.⁵⁸ Sie ermöglicht prinzipiell eine bessere Ortsauflösung.

Wichtige Elemente optischer Sensoren sind abbildende und fokussierende Linsensysteme sowie Strahlführungen. Dafür werden heute weitgehend Brechungslinsen eingesetzt, die jedoch aufgrund ihrer abbildenden Eigenschaften nur einem begrenzten Brechwertbereich verwendet werden können. In einigen Bereichen der optischen Sensorik ist es zusätzlich wünschenswert, den Spektralbereich zu erweitern und durch Verwendung kurzwelligeren Lichts die Auflösung oder Empfindlichkeit zu erhöhen.

Im Bereich der Korrektur von Sehfehlern kommen derzeit ausschließlich Optiken mit brechenden Flächen zum Einsatz. Dies wirft drei Probleme auf. Erstens ist nur jeweils eine richtungsabhängige Korrektur möglich, was beim Sehen in unterschiedlichen Entfernungen eine augeninnere Nachregelung, genannt Akkommodation, erfordert und ab dem 45. Lebensjahr nicht mehr oder nur eingeschränkt funktioniert. Zweitens treten bei der Verwendung stark brechender Linsensysteme erhebliche linseninduzierte Abbildungsfehler auf, die die maximal erreichbare Sehleistung beschränken. Drittens lassen sich Sehfehler, die aufgrund einer unregelmäßigen Gewebestruktur des Auges entstehen (z. B. bei Keratokonus) nicht gut ausgleichen.

Anfang der 90er Jahre gab es bereits Versuche, die Abbildung an Brillengläsern und Kontaktlinsen durch die Verwendung von diffraktiven Optiken zu optimieren. Zur Anwendung kamen dabei Phasengitter auf Basis der Fresnelschen Zonenplatte. Insbesondere im Bereich der Kontaktlinsen wurden mit der formstabilen Diffrax (Pilkington Contact Lens Ltd.) und der weichen Echelon (Allergan) interessante Ansätze verfolgt. Aufgrund der damit einhergehenden außerordentlich starken Reduktion des Kontrastsehens und des Auftretens von Haloeffekten und monokularen Doppelbildern wurden jedoch alle diese Systeme wieder vom Markt genommen.^{8, 92} Mittlerweile finden diffraktive Optiken nur noch in kleinem Umfang in den Bereichen multifokaler Intraokularlinsen (Tecnis, AMO) und als Hybridsystem bei Sehhilfen für Sehbehinderte (Noves, Eschenbach) Anwendung.⁸³ Hierbei wird die diffraktive Optik in Kombination mit einer brechenden Optik verwendet. Die Nachteile eines geminderten Kontrastsehens treten dabei aber immer noch auf, was eine weitere Verbreitung solcher Optiken im Bereich der Sehhilfen bislang beschränkt hat. Eine wahrscheinliche Ursache für die suboptimale Abbildungsqualität der zuvor genannten diffraktiv wirkenden Kontaktlinsen ist die mindere Fertigungsqualität. Daher wurden die Linsen im Kapitel 12.5 optisch und mikroskopisch ausgewertet, woraufhin dieser Verdacht bestätigt werden konnte.

Lochblenden mit einer Lochgröße von kleiner 1.5 mm können ebenfalls genutzt werden, um die akkommodative Tiefenschärfe des Auges zu erhöhen und somit eine Korrektionsmöglichkeit schaffen, die weitgehend unabhängig von der Verwendung brechender Flächen ist.⁴⁶ Das wird derzeit jedoch nur zur groben Überprüfung der zu erreichenden Sehleistung im Rahmen der Augenglasbestimmung beim Augenoptiker oder Augenarzt gemacht. Nachteilig wirkt hierbei, dass es zu einer Begrenzung der maximal erreichbaren Sehschärfe kommt, weil bei entsprechend kleiner Lochgröße eine nennenswerte und in diesem Fall unerwünschte Beugung auftritt. Des Weiteren wird die Netzhautbildhelligkeit sehr stark herabgesetzt, so dass das visuelle System in seiner Funktion stark beeinträchtigt wird.

An dieser Stelle könnten Photonensiebe eine Lösung der optischen Probleme bieten. Sie erlauben es, eine sehr kleine Lochgröße zu wählen, so dass der Tiefenschärfebereich für das Auge stark ausgedehnt wird und auch irreguläre brechende Flächen die Abbildung nicht nennenswert beeinträchtigen. Ein theoretisches Beispiel wäre hier die optische Versorgung bei Keratokonus.

8.1 Photonensiebtechnologie

Das Photonensiebprinzip basiert auf der Anordnung von Lochblenden auf den Fresnelschen Zonen einer Zonenplatte, so dass die von ihnen ausgehenden Wellenfronten konstruktiv im Fokus interferieren. In ihren Arbeiten zum Photonensieb stellten die Entwickler fest, dass unter Beibehaltung einer guten Abbildung, die Lochdurchmesser größer als die entsprechenden Ringbreiten der vergleichbaren Zonenplattenstruktur sein können. Das löst einige wesentliche Probleme der traditionellen diffraktiven Optiksyste-me; den durch die kleineren Strukturen reduzierten Durchsatz und die größeren Schwierigkeiten in der Herstellung.

Die Anzahl der Lochblenden pro Ring werden dabei idealerweise so gewählt, dass höhere Diffraktionsordnungen und Nebenmaxima unterdrückt werden können. Dadurch wird die Bildqualität deutlich verbessert.

Die Abbildung auf der folgenden Seite zeigt die Masken zur Herstellung zweier Photonensiebe im vergrößerten Maßstab.

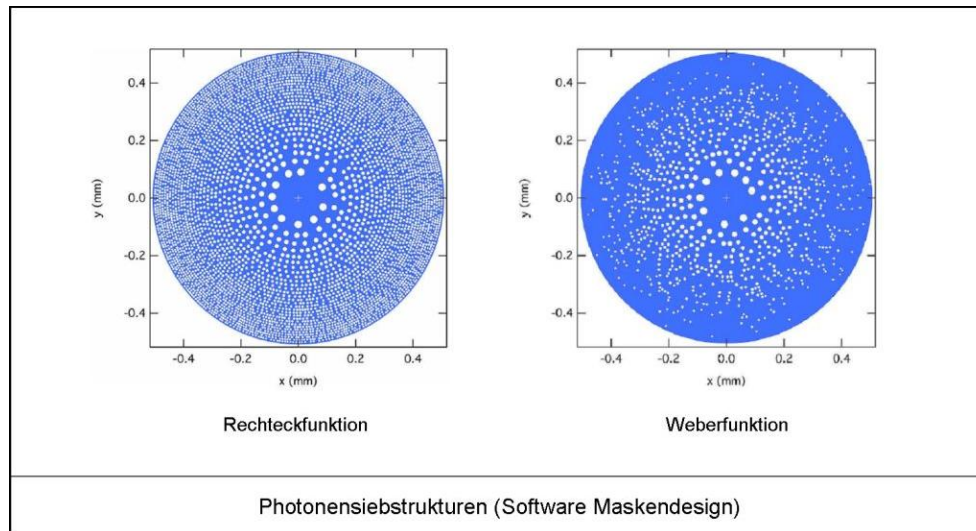


Abb. 37: Die Abbildung zeigt zwei Photonensiebstrukturen, optimiert für Strahlung der Wellenlänge 555 nm. Die Anordnung der Löcher orientiert sich am Ringsystem der Zonenplatte. Die linke Struktur ist als Rechteckfunktion ausgeführt, was zu ungewollt starken Nebenmaxima führen kann. Das wird in der rechten Struktur vermieden, da hier eine Weberfunktion zugrunde liegt. Allerdings geht dabei aufgrund der Apodisation etwas Licht verloren. Die Konstruktion erfolgte durch Dr. Kalläne, IEAP Universität Kiel.⁵³

Man kann sich die zugrunde liegende klassische Fresnelsche Zonenplatte mit ihren Ringen vorstellen. Das linke Bild zeigt ein Photonensieb, bei dem die Summe der Anzahl der Lochblenden pro Ring die gleiche Fläche darstellt, wie bei der Fresnelschen Zonenplatte. Das rechte Bild zeigt ein Photonensieb, bei dem die Anzahl der Lochblenden bezogen auf die Ringe eines Photonensiebes auf den äußeren Ringen abnehmen. Wie Simulationen und Experimente gezeigt haben, ist dieser Aufbau dazu geeignet eine höhere Bildschärfe zu erzielen. Die Verteilung der Löcher folgt dabei einer Besselfunktion zweiter Ordnung, genannt auch Weber-Funktion oder Neumann-Funktion. Diese stellt eine Lösung der Besselschen Differentialgleichung dar, die in ihrem Ursprung eine logarithmische Singularität aufweist. In mathematischer Form sieht die Formel zur Berechnung folgendermaßen aus:

$$Y_n(x) = \frac{2}{\pi} \left(\gamma + \log \frac{x}{2} \right) J_n(x) - \frac{1}{\pi} \sum_{k=0}^{n-1} \frac{(n-k-1)!}{k!} \left(\frac{x}{2} \right)^{2k-n} - \frac{1}{\pi} \sum_{k=0}^{\infty} (-1)^k \frac{H_k + H_{k+n}}{k!(n+k)!} \left(\frac{x}{2} \right)^{2k+n}$$

Hierbei ist γ die Euler-Mascheroni-Konstante und H_n die harmonische Reihe.

Der dazugehörige Funktionsgraph ist im Kapitel 4 in der Abbildung auf Seite 60 dargestellt.

8.1.1 Auflösungsgenauigkeit eines DOE

Bei einem diffraktiven optischen Element ist das Auflösungsvermögen durch die kleinste lithographisch herstellbare Beugungsstruktur bestimmt. Die abrupte äußere Begrenzung erzeugt bei einer Zonenplatte darüber hinaus periodische Nebenmaxima, die Kontrast und Schärfe bei Abbildungen verringern. Diese Grenzen können bei Photonensieben durch eine geeignete Wahl von Radien, Positionen und Anzahl der Löcher überwunden werden. Insbesondere können parasitäre Intensitäten außerhalb des gewünschten Fokus eliminiert und damit der Signal-Rausch-Abstand bei Einsatz von Photonensieben in der Sensorik um mehrere Größenordnungen erhöht werden. Das zeigt die folgende Abbildung.

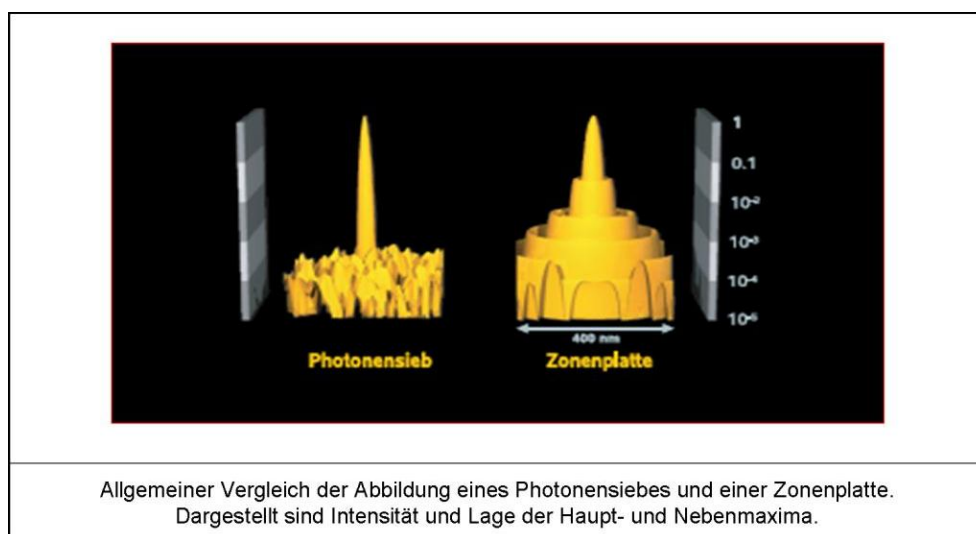


Abb. 38: Links ist die Strahlungsverteilung im Fokus eines Photonensiebes mit 22272 Lochblenden bei Ausführung mit Weber-Fensterfunktion und rechts im Fokus einer Zonenplatte bei Ausführung mit Rechteckfensterfunktion und kleinster Strukturgröße von 30 nm gezeigt. Die Wellenlänge der verwendeten Strahlung beträgt $\lambda = 2.4 \text{ nm}$.
Quelle: 'Focusing soft X-Rays with Photon Sieves' (Kipp⁵⁷)

Dies ist durch Implementierung bestimmter Filterfunktionen (sog. Fensterfunktionen) bei der Verteilung der Löcher realisierbar. Auf die gleiche Art lassen sich

unerwünschte Beugungsordnungen eliminieren. Gleichzeitig erhält man sogar Zugriff auf die freie Gestaltbarkeit des Fokusprofils in drei Dimensionen.

In der Abbildung auf der folgenden Seite ist das Abrastern einer Teststruktur, bestehend aus sich abwechselnden Nanostrukturen mit 100% und 3% Transmission (mittleres Bild, logarithmische Skala), mit einem Photonensieb (links) und einer Zonenplatte (rechts) gleicher Auflösung gezeigt.

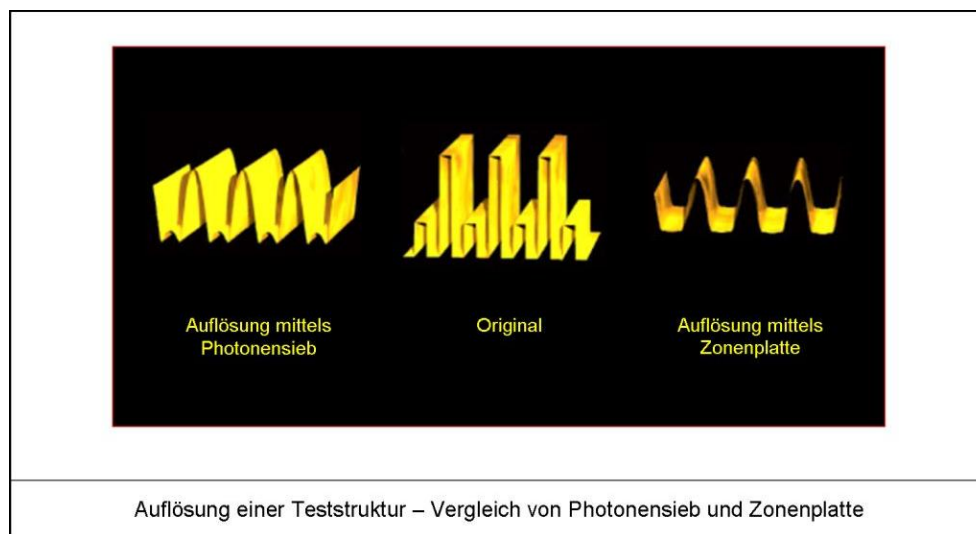


Abb. 39: Simulierte Abbildungen einer Streifenstruktur mit einem Photonensieb (links) und einer Zonenplatte (rechts) bei gleicher nomineller Ortsauflösung. Das Photonensieb ist in der Lage, die Zwischenstrukturen aufzulösen, die Zonenplatte schafft das nicht.
Quelle: 'Focusing soft X-Rays with Photon Sieves' (Kipp⁵⁷)

Sind bei dem mit dem Photonensieb aufgenommenen Bild deutlich die starken und schwachen Nanostrukturen zu erkennen, so sind im mit der Zonenplatte aufgenommenen Bild die schwachen Nanostrukturen durch starke parasitäre Intensitäten verschmiert.

Die ersten Photonensieb-Prototypen wurden im Auftrag der Arbeitsgruppe Kipp et al von einem kommerziellen Maskenhersteller für die Halbleiterindustrie hergestellt. Dabei wurde eine 80 nm dicke Chromschicht auf einem Quarzglassträger elektronenstrahlolithographisch beschrieben und eine kleinste Strukturgröße von etwa 400 nm erreicht.

Mit diesen Prototypen konnten die Abbildungseigenschaften der Photonensiebe demonstriert und die theoretischen Fokusbreiten nachgewiesen werden.⁵⁸

8.2 Applikation von Photonensieben auf Kontaktlinsen

Prinzipiell können Photonensiebe auf alle Medien appliziert werden, die zur Anwendung als Korrektionsystem bei Sehfehlern zur Verfügung stehen. Dies sind:

- Brillengläser aus Glas
- Brillengläser aus Kunststoff
- formstabile Kontaktlinsen aus hydrophilem Kunststoff
- weiche Kontaktlinsen aus hydrophilem Kunststoff
- Intraokularlinsen aus hydrophobem Kunststoff
- Intracorneallinsen aus hydrophobem Kunststoff

Für eine zweckmäßige und dauerhafte Applikation sind der minimal erreichbare Lochdurchmesser, das Material des Trägermediums, die Wirtschaftlichkeit der Herstellung und das Umgebungsmedium von Bedeutung. Letzteres insbesondere dann, wenn das Photonensieb auf eine Kontaktlinse oder eine in das Auge zu implantierende Linse aufbracht wird. Die Beschichtung sollte dann extrem gut haltbar, chemisch inert und möglichst nicht reduzierend auf die Gaspermeabilität des Grundmaterials einwirken, um den Stoffwechsel des Auges nicht in Mitleidenschaft zu ziehen. Die Sauerstoffdurchlässigkeit wird bei den Linsenherstellern traditionell durch das Maß der Sauerstoffpermeabilität angegeben, die sich aus der Diffusionskonstante D und der Löslichkeitskonstante k ergibt und daher auch den Namen Dk-Wert trägt.

Der formulare Zusammenhang ist:

$$P = D \cdot k$$

Die Diffusionskonstante D beschreibt dabei die Geschwindigkeit mit der ein Gas durch ein Material diffundieren kann. Diese ist abhängig von der Temperatur und der Aktivierungsenergie. D wird in cm^2 pro Sekunde angegeben.

Die Löslichkeitskonstante k beschreibt die Fähigkeit eines Materials, ein bestimmtes Gas ins Material aufzunehmen. Diese ist abhängig von der Temperatur und dem Partialdruck des Gases. k wird in Milliliter Sauerstoff pro Milliliter Material pro Millimeter Quecksilbersäule angegeben.

Der Dk-Wert ist die Menge an Sauerstoff in cm^3 , welche bei einer Schichtdicke von 1mm pro Sekunde durch die Fläche von 1cm^2 in Abhängigkeit vom

Sauerstoffdifferenzpartialdruck ΔP diffundiert.

$$P = D \cdot k \cdot \left[\frac{ml(O_2) \cdot cm^2}{ml \cdot sec \cdot mmHg} \cdot 10^{-11} \right] = 1Barrer$$

Erstaunlicherweise wird bei der Angabe der meisten Kontaktlinsenmaterialien durch die Hersteller noch immer die alte Einheit mmHg verwendet, obwohl nach ISO 9913-1:1996 die Einheit hPa angegeben werden sollte. Der Hintergrund ist dabei im Marketing zu suchen, weil die neue Einheit einen nominell niedrigeren Wert für das gleiche Material liefert, was bei den meisten Kontaktlinsenanpassern den Eindruck eines schlechteren Materials erwecken kann. Die Umrechnung zwischen beiden Einheiten ist:

$$Dk_{ISO} = Dk_{Alt} \cdot 0,75006$$

Zur Applikation der Photonensiebe kommen theoretisch mehrere Techniken in Betracht. Zum einen ist dies durch Anwendung der Elektronenstrahlolithographie möglich. Dies ist das derzeit mit Abstand genaueste Verfahren.⁷⁹ Schneller und mit weniger technischem Aufwand umsetzbar ist die Photolithographie. Allerdings ist sie auch nicht so genau und weniger flexibel, da für jede Struktur eine Maske angefertigt werden muss und Strukturen nicht, wie mit einem Elektronenstrahl, frei geschrieben werden können (siehe Kapitel 9). Weiterhin kann die einfache Applikation eines Farbstoffs, der mittels Tampondruck auf das Material aufgetragen wird, erfolgen. Das ist verhältnismäßig kostengünstig und, wie im Verlauf dieser Arbeit festgestellt, bis zu einer minimalen Lochgröße von 0.1 mm durchführbar. Diese Löcher beugen zwar das Licht, jedoch ist eine exakte Kalkulation der Beugungsbildstruktur nur eingeschränkt möglich. Der Farbauftrag kann dabei auf die Außenflächen der Linse oder mittels Sandwichverfahren innerhalb des Linsenmaterials erfolgen. Eine theoretische Möglichkeit besteht auch darin, eine Phasenstruktur mittels Eximer-Laser oder Femtosekunden-Laser auf oder in das Material der Linsen zu übertragen. Die im Rahmen dieser Arbeit erprobten Zonenplatten- und Photonensiebstrukturen wurden in einer Serie mittels Elektronenstrahlolithographie und in einer weiteren Serie mittels Photolithographie auf flache Substrate und auf formstabile Kontaktlinsen appliziert, um die technische Machbarkeit, sowie die Qualität und die

optischen Eigenschaften experimentell gut und schnell überprüfen zu können. Des Weiteren wurden mittels Tampondruck Lochblendenstrukturen auf formstabile Kontaktlinsen übertragen, um zu prüfen, bis zu welcher minimalen Strukturgröße dieses einfache und preisgünstige Verfahren zuverlässig anzuwenden ist.

9 Elektronenstrahlithographie (ESL)

9.1 Allgemeines

Die ESL wird dazu genutzt, genaueste Strukturen, die bis hinab in den Nanometer-Bereich reichen, zu erzeugen. Da die Genauigkeit der zu erzeugenden Struktur durch die Wellenlänge der verwendeten Strahlung limitiert ist, bietet es sich an, Elektronen zu verwenden, denn deren Wellenlängen liegen im Pikometer-Bereich. Bei Anwendung der ESL scannt ein fokussierter Elektronenstrahl das mit einem Resist beschichtete Substrat ab. Diese Beschichtung ist empfindlich für strukturelle Änderungen, die durch den Elektronenbeschuss erzeugt werden. Anschließend wird ein Entwicklungsprozess durchgeführt, bei dem die belichteten oder alternativ auch die unbelichteten Strukturen entfernt werden. Durch Anlegen eines elektrischen Feldes kann der Auftreffpunkt des Elektronenstrahls gesteuert werden. Die theoretisch erreichbare Auflösungsgrenze berechnet sich wie folgt:

$$cd = k_1 \cdot \frac{\lambda}{NA}$$

Hierbei ist NA gegeben als der Öffnungswinkel der Quellenlinse in Abhängigkeit vom Brechungsindex der Linse, deren Durchmesser mit D und deren Brennweite mit f bezeichnet werden. Der Faktor k_1 ist ein dimensionsloser Parameter, der vom Aufbau des Photolackes abhängig ist. In der Regel ist er größer als 0.3 und kleiner als 1.1.

NA , die numerische Apertur, kann wie folgt berechnet werden:

$$NA = n \cdot \sin \theta = D \cdot (2f)^{-1}$$

Ein typischer Photolack, der als Beschichtungsmaterial dienen kann, ist 2%-iges PMMA, dessen Molekularbindungen infolge des Elektronenbeschusses aufgebrochen werden. An diesen Stellen wird dann anschließend das Material durch den nachfolgenden Entwicklungsvorgang entfernt. Das darunter liegende Material kann dann anschließend durch eine Ätzlösung entfernt werden, wohingegen der Photolack dafür nicht oder nur weniger empfindlich ist und das Material schützt.

9.2 Prinzipieller Aufbau eines Systems zur Elektronenstrahlolithographie

Im Wesentlichen ist der Aufbau eines ESL-Systems wie folgt:

- Elektronenquelle
- Mehrere Linsen
- Vorrichtung zur Strahlablenkung
- Vorrichtungen zur Strahlfokussierung
- Elektronendetektor
- Steuerungscomputer

Die folgende Abbildung stellt ein ESL-System schematisch dar.

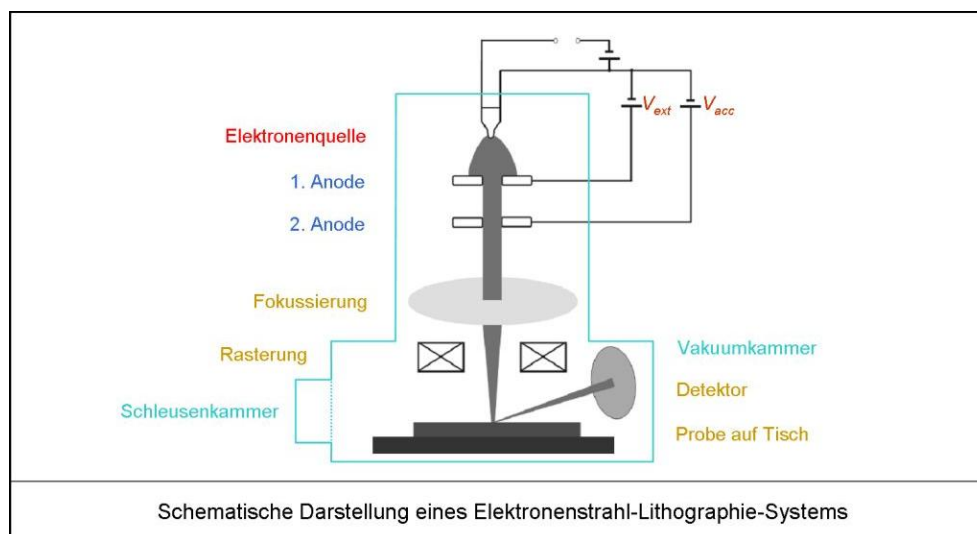


Abb. 40: Die Grafik zeigt den prinzipiellen Aufbau eines Systems zur Elektronenstrahlolithographie. Die Probe wird über die Schleusenkammer eingebracht. Anschließend wird ein Vakuum erzeugt. Bemerkenswert ist die Fokussierung des Elektronenstrahls über ein spannungsgesteuertes elektronen-optisches System. (In Anlehnung an Hartmann⁴⁴)

9.3 Vorteile und Nachteile der Elektronenstrahlolithographie

Die Muster der zu belichtenden Strukturen werden am Computer entworfen und dann direkt vom ESL-System abgearbeitet. Das hat den Vorteil, dass auf Masken verzichtet werden kann, im Gegensatz zur Photolithographie. Wird die ESL so

angewendet, spricht man von direkter Strukturierungstechnik.

Ein Nachteil der ESL ist seine serielle Abarbeitung der vorgegebenen Musterstruktur, was sehr viel Zeit kostet. Daher eignet sich das System nicht gut zur Massenherstellung. Hinzu kommt der hohe Anschaffungspreis.

Allerdings kann die ESL auch zur Erzeugung von Masken für die Photolithographie eingesetzt werden. In diesem Falle spricht man von indirekter Strukturierungstechnik. Für die anschließende parallele Musterübertragung auf das Substrat kann dann die Maske benutzt werden. Die Auflösung der Endstruktur bei der indirekten Strukturierungstechnik nicht so hoch, weil der Belichtungsschritt normalerweise mit Licht im Wellenlängenbereich von 400 nm durchgeführt wird. Um das Auflösungsvermögen dabei dennoch zu erhöhen, wird auch Licht im UV-Bereich von unter 250 nm verwendet. Man spricht dann von Deep-UV-Belichtung. Die zurzeit mit dieser Methode besten Auflösungsweite liegen bei 80 nm.

In der Mikroelektronik gelingt es heutzutage mit sehr großem technischen Aufwand, Strukturgrößen von weniger als 22 nm durch Immersionslithographie und „Double Patterning“ mit UV-Licht der Wellenlänge von 193 nm zu erzeugen.

Eine weitere Verfeinerung ist nur mittels noch kleinerer Wellenlängen möglich. Eine Option dazu ist die Nutzung von Röntgenstrahlung. Allerdings ist das sehr aufwendig, denn die Erzeugung der entsprechenden parallelen Röntgenstrahlung, wie z. B. Synchrotronstrahlung, kann nur mithilfe von Teilchenlinearbeschleunigern erzeugt werden. Eine weitere Schwierigkeit ist die Herstellung geeigneter Photolacke und Maskenmaterialien, die diese hohen Energien absorbieren können und thermisch beständig sind. Für die Anwendung zur Applikation von Photonensieben auf Kontaktlinsen ist das Verfahren viel zu aufwändig. Zumindest für den Musterbau und die Erprobung des optischen Prinzips auf Kontaktlinsen empfiehlt sich die Elektronenstrahlithographie. Für eine spätere Massenproduktion ist sicherlich der Übergang zur UV-Lithographie unter Verwendung von mittels ESL erzeugten Masken empfehlenswert.

9.4 Proximityeffekt

Wird der Photolack belichtet, so kommt es zu Streuungen der Elektronen im Photolack und auch im darunter liegenden Substrat. Treten die Elektronen in den Lack, werden sie an dessen Molekülen gestreut. Das führt zu einer

Strahlaufweitung, genannt *forward scattering*. Gehen Elektronen dann in das Substrat über, können sie an dessen Gitteratomen gestreut und zurückgeworfen werden, so dass sie den Lack an unerwünschten Stellen belichten. Dieses wird als *back scattering* bezeichnet und ist für den Proximityeffekt verantwortlich. Der Proximityeffekt wird in zwei Unterarten unterteilt, in den Intra-Proximity-Effekt und in den Inter-Proximity-Effekt.⁶⁹

Intra-Proximity-Effekt

- An unterschiedlich breiten Strukturen tritt eine Unterbelichtung der feineren Strukturen auf, da hier die Streueffekte geringer sind

Inter-Proximity-Effekt

- Wird an benachbarten Strukturen der Mindestabstand unterschritten, kommt es zur gegenseitigen Belichtung

Um diese Effekte zu vermeiden, wird die Belichtungsdosis über das Steuerprogramm des Computers so variiert, dass jede belichtete Stelle letztendlich die gleiche Dosis erhält.

9.5 Beschichtungstechnologie

Um die Elektronenstrahlolithographie bezogen auf diese Arbeit durchführen zu können, musste das Substratmaterial zunächst mittels Sputterdeposition, auch Sputtern oder Sputtering genannt, beschichtet werden. Anschließend musste mittels Spin-Coating eine Schutzschicht aufgetragen werden. Durch das Schreiben der Struktur und den anschließenden Entwicklungsvorgang wurde das Material des Schutzfilms partiell entfernt. Anschließend wurde mittels Etching das eigentliche Beschichtungsmaterial, in diesem Falle Gold, partiell entfernt. Im Laufe der vorliegenden Arbeit sind daher sowohl Sputtering wie auch Lackbeschichtung mittels Spin-Coating zum Einsatz gekommen. Zusätzlich wurde als kostengünstiger Weg die Erzeugung einer photographischen Filmmaske erprobt. Im Folgenden werden die einzelnen Schritte allgemein vorgestellt.

9.6 Sputtering

Der Begriff Sputtern kommt aus dem englischen und bezeichnet den Vorgang der Kathodenzerstäubung. Das Verfahren wird im Hochvakuum durchgeführt. Hierbei wird ein Festkörper, genannt Target, mit energiereichen Ionen beschossen. Bei diesen Ionen handelt es sich meistens um Edelgasionen. Durch den Beschuss werden neutrale Atome aus dem Target gelöst und gehen in einen gasförmigen Zustand über. Das Target hat während des Prozesses ein negatives Potential und agiert als Kathode. Bei dem Vorgang der Sputterdeposition befindet sich ebenfalls ein Substrat in der Vakuumkammer, auf dem sich die gelösten Atome niederschlagen. Während des Verfahrens ist darauf zu achten, dass der Druck in der Anlage so niedrig gehalten wird, dass die gelösten Targetatome das Substrat auch erreichen können. Die folgende Abbildung zeigt das Schema der Sputterdeposition.

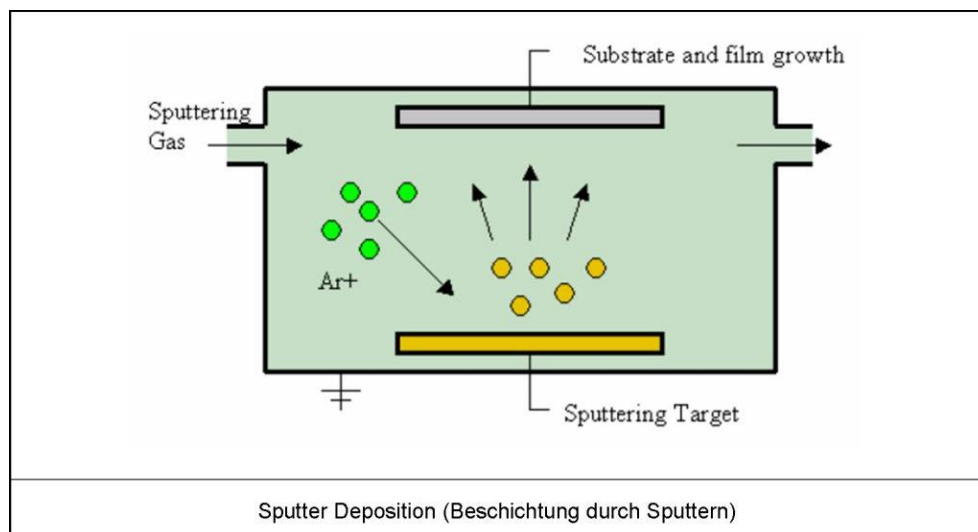


Abb. 41: Beim Sputtern (Kathodenzerstäubung) wird eine metallische Dünnschicht auf ein Substrat aufgedampft. Dazu wird ein Target mit Edelgasionen beschossen, aus dem sich Atome lösen. Diese Atome treten in eine Gasphase über und schlagen sich am Substrat ab. Das Target dient bei dem Verfahren als Kathode. (Grafik nach Föll³²)

9.7 Spin-Coating

Das Verfahren des Spin-Coating (Rotationsbeschichtung) ist eine Möglichkeit, um einen Fotolack (auch Photoresist oder Resist genannt) auf eine Oberfläche

aufzutragen. In diesem Fall wird ein dünner und gleichmäßiger Film auf das Substrat aufgetragen. Das Substrat befindet sich während des Spin-Coating auf einem Drehteller, der mittels Vakuumsaugung an der Unterseite fixiert wird. Daher stammt sein englischer Name: Chuck. Über dem Zentrum des auf dem Chuck fixierten Substrates befindet sich eine Dosiereinrichtung für den flüssigen Photoresist, mit der die gewünschte Menge aufgebracht werden kann. Der Chuck rotiert mit 1500 bis 8000 U/min. Beschleunigung, Enddrehzahl und Zeit werden eingestellt, um die Lösung gleichmäßig über die Fläche zu verteilen. Bei dem Photoresist handelt es sich um eine Polymerlösung. Durch die Fliehkraft wird die Lösung nach außen geschleudert. Überschüssiges Material wird nach Überschreiten der kritischen Oberflächenspannung abgeschleudert. Um eine feste Beschichtung zu erreichen, muss das Lösungsmittel aus dem Resist entfernt werden. Ein Teil davon verflüchtigt sich schon während des Aufschleuderns. Weiterhin folgt der Prozess des Soft Baking, um die Rückstände zu entfernen. Die resultierende Dicke des Resists hängt vom Molekulargewicht des Materials, der Konzentration der Lösung und der Drehgeschwindigkeit ab.

Die folgende Abbildung zeigt den Vorgang des Spin-Coating schematisch.

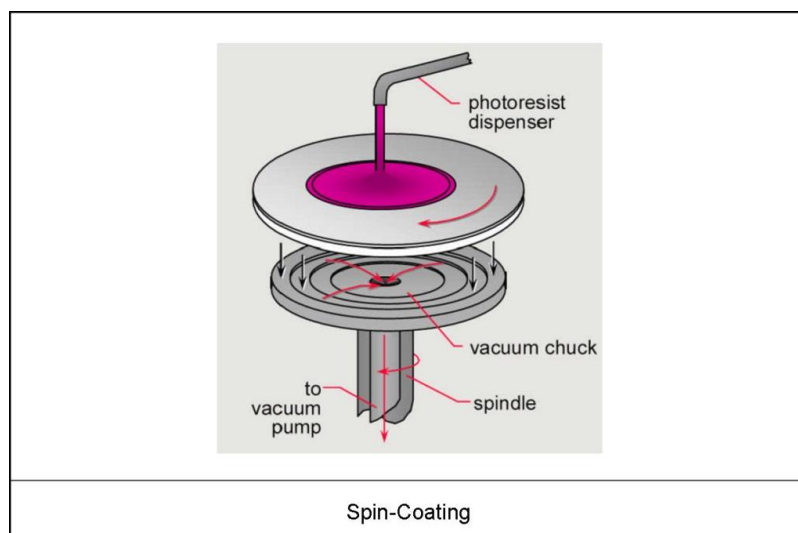


Abb. 42: Auftragen einer definierten Menge Photoresists auf die Probe mittels Spin-Coating. Die Probe wird dabei über ein Vakuum in Position gehalten und gleichzeitig in Rotation versetzt. Die Drehzahl regelt die Schichtverteilung. (Grafik nach Brewer Science¹⁵)

9.8 Soft Baking

Durch den Vorgang des Soft Baking werden alle Lösungsmittelrückstände aus dem Resist entfernt. Weiterhin wird durch diesen Vorgang die Haftung des Resists auf dem Substrat verbessert und gegebenenfalls vorhandene Oberflächenspannungen nach dem Spin-Coating werden entfernt. Soft Baking wird normalerweise in einem Ofen oder auf einer Heizplatte durchgeführt, wobei darauf zu achten ist, dass eine gleichmäßige Temperatur gegeben ist.

Bei der Photo-Lithographie spielt das Soft Baking eine weitere wichtige Rolle. Hier wird der Photoresist erst durch den Prozess des Soft Baking photosensitiv. Erfolgt der Vorgang zu intensiv, wird der nachfolgende Entwicklungsprozess (Development) behindert und ein Teil der Photosensitivität kann verloren gehen. Erfolgt der Vorgang nicht intensiv genug, erreicht im Folgenden ein Teil des Lichtes nicht die sensitive Schicht. Weiterhin können Reste des Lösungsmittels im Material verbleiben, die dann zu Störungen während des Entwicklungsprozesses führen. Die Ätzlösung kann denn Schäden hervorrufen.

9.9 Development

Beim Entwicklungsprozess, auch Development genannt, werden die strukturell veränderten Teile des Photoresists entfernt. Dazu wird das Material einer Entwicklungslösung ausgesetzt. Der verbleibende strukturierte Photoresist dient dann als Maske für die weiteren Schritte. In diesem Fall für den Vorgang des Ätzens.

9.10 Post Baking

Bevor das Substrat der Ätzlösung ausgesetzt wird oder ein weiteres Material hinzugegeben wird, wird der Vorgang des Post Baking durchgeführt. Dies dient zu einer weiteren Härtung des Resists und entfernt Rückstände, die durch den Entwicklungsprozess am Material verblieben sein können. Post Baking erfordert normalerweise eine hohe Temperatur, was im Rahmen dieser Arbeit nicht unproblematisch war. Das Material der Kontaktlinsen ist für diese hohen Temperaturen nicht geeignet.

9.11 Etching

Durch den Vorgang des Ätzens (Etching) werden Bereiche des freiliegenden Materials entfernt, die nicht durch einen Photoresist geschützt sind und somit der Ätzwirkung ausgesetzt werden. Es gibt zwei Arten des Ätzens, chemisch und physikalisch. Beim chemischen Ätzen, auch Nassätzen genannt, wird eine Ätzlösung verwendet. Der Photoresist wird nicht oder nur sehr langsam von dieser angegriffen, so dass das freiliegende Material entfernt wird. Während dieses Vorganges wird das gesamte Muster in die Ätzlösung getaucht. Tritt eine isotrope chemische Ätzung auf, kann es vorkommen, dass Material unter dem Photoresist angegriffen wird, indem die Lösung seitlich unter den Schutzfilm dringt. Isotrope Wirkungen sind typisch für die Nassätzung. Eine weitere chemische Art der Ätzung ist die Trockenätzung. Hierbei werden reaktive Plasmen verwendet. Dieser Prozess ist anisotrop. Die reaktiven Bestandteile entfernen die Beschichtung vom Substrat.

Bei physikalischen Ätzen, analog zum Sandstrahlen großer Bauteile, wird das gesamte Muster mit Schwerionen beschossen. Dadurch wird gleichmäßig Material abgetragen. Da der Resist über der Beschichtung sitzt, bleibt diese unter dem Resist intakt. An Stellen ohne schützenden Resist wird dieses Material entfernt. Ein Unterwandern der Schutzschicht ist bei diesem Verfahren ausgeschlossen, jedoch ist es langsamer und teurer als das Nassätzen.

9.12 Lithographiesysteme

Ein Elektronenmikroskop kann als ESL-System genutzt werden, wenn das dazugehörige Computersystem so etwas zulässt. Dabei unterscheidet man zwischen dem Transmissionselektronenmikroskop (TEM) und dem Rasterelektronenmikroskop (REM).

9.12.1 Charakteristik eines TEM

Die Elektronen werden in einer Glühkathode erzeugt und danach durch ein elektrisches Feld (10 kV bis 125 kV) zu einer Anode beschleunigt. Zur Bündelung des Elektronenstrahls werden Magnetspulen verwendet. Danach treffen die Elektronen auf das Präparat. Da dieses mit 70 nm bis 100 nm Schichtdicke sehr

dünn gefertigt ist, durchdringen es die Elektronen. Das Objektiv des TEM erzeugt dann davon ein vergrößertes Zwischenbild, das vom Okular wiederum vergrößert und anschließend auf einen Leuchtschirm projiziert wird. Um die Elektronen nicht ungewollten Streueffekten auszusetzen, befindet sich der gesamte Aufbau in einem Hochvakuum. Die Auflösung eines TEM geht bis in den Sub-Nanometer-Bereich.

9.12.2 Charakteristik eines REM

Der wesentliche Unterschied zu einem TEM liegt darin, dass die zu untersuchende Probe nicht durchstrahlt wird. Beim Einsatz eines REM wird die Oberfläche des Präparates durch den gebündelten Elektronenstrahl abgerastert. Dieser hat einen Durchmesser von 0.5 nm bis 200 nm. Beim Auftreffen des Elektronenstrahls auf das Präparat werden von diesem Elektronen ausgelöst. Diese Sekundärelektronen werden dann detektiert. Das dabei gewonnene Signal wird verstärkt und zur Steuerung der Intensität des Elektronenstrahls des Monitors genutzt. Dieser ist mit der Rasterbewegung des primären Elektronenstrahls synchronisiert. Das elektrische Feld zur Beschleunigung der Elektronen liegt beim REM zwischen 1 kV und 30 kV. Die Auflösungsgenauigkeit beträgt einige Nanometer.

Soll ein REM als Lithographiegerät genutzt werden, besteht die gesamte Apparatur aus folgenden Teilen:

- Elektronenkanone
- Elektronenoptisches System
- Detektor- und Bildverarbeitungssystem
- Steuerung der Ablenkspulen für die Belichtung
- Ausblendeinrichtung für den Elektronenstrahl
- CAD System
- Steuerung für das Verfahren des Probentisches

Auf den folgenden Seiten werden die einzelnen Teile kurz beschrieben.

9.12.3 Elektronenkanone

Die Elektronenkanone enthält die Kathode, den Wehnelt-Zylinder und die Anode. Die folgende Abbildung zeigt den schematischen Aufbau.

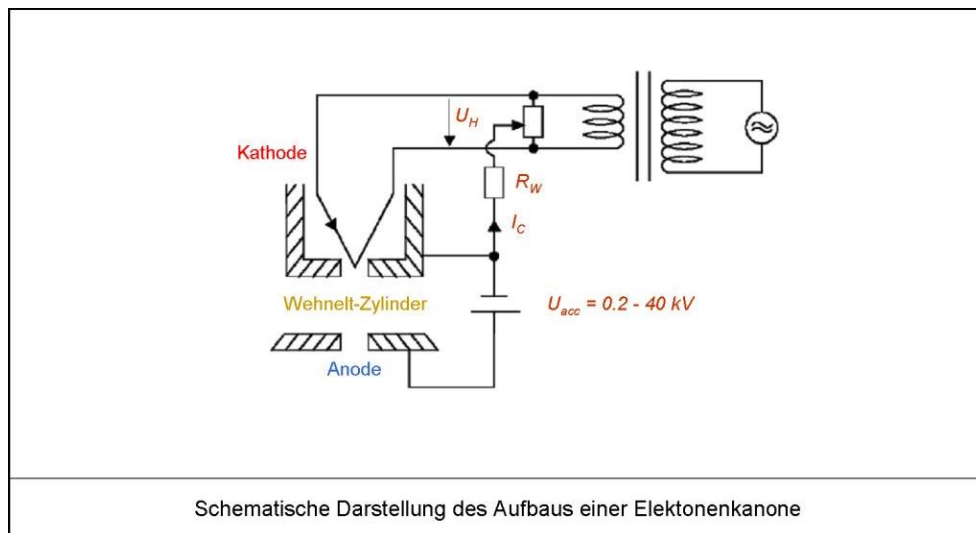


Abb. 43: Herzstück der Elektronenstrahlolithographie ist die Elektronenkanone. Im Bereich von Kathode und Wehnelt-Zylinder wird das elektrische Feld gering gehalten. Anschließend kommt es zur Fokussierung des Elektronenstrahls, der durch das elektronen-optische System weiter optimiert wird. (Grafik nach Hartmann⁴⁴)

Die Elektronen treten bei einem Druck von 1 bis $5 \cdot 10^{-6}$ mbar aus der Kathode in das Vakuum. Bei Glühkathoden wird das elektrische Feld am Ort der Kathode gering gehalten, damit sich eine Raumladung ausbilden kann. Dieser Zustand wird durch den Wehnelt-Zylinder als Hilfselektrode zwischen Kathode und Anode aufrecht gehalten. Dieser befindet sich gegenüber der Kathode auf einem negativen Potential von etwa -100 V. Damit tritt hinter dem Wehnelt-Zylinder der erste Kreuzungspunkt der Elektronen auf. (Durchmesser 20 – 50 μm)

Die Stromdichte ist an diesem Kreuzungspunkt nicht konstant, sondern zeigt ein Gaussches Profil gemäß folgender Gleichung:

$$J(r) = J_0 \exp\left[-\left(\frac{r}{r_0}\right)^2\right]$$

Dabei ist r der Radius, J_0 die maximale Stromdichte und r_0 die Standardabweichung.

Das Gaußsche Profil resultiert aus dem Temperaturgradienten der Kathode. Variiert das Temperaturprofil, werden Elektronen unterschiedlicher Energie erzeugt. Das führt zu einer unerwünschten Aufweitung des Elektronenstrahls. Der Effekt verstärkt sich, wenn die optimale Heizleistung überschritten wird. Wird sie aber unterschritten, kommt es zur Ausbildung von unerwünschten Nebenmaxima. Auch das verbreitert den Elektronenstrahldurchmesser und senkt somit das Auflösungsvermögen. Wird eine Saugspannung zwischen Anode und Hilfselektrode angelegt, so werden die Elektronen beschleunigt und der Elektronenstrahl weiter fokussiert.

9.12.4 Elektronenoptisches System

Verlässt der Elektronenstrahl die Anode, so tritt er in das elektronenoptische System ein. Für die gezielte Ablenkung und Fokussierung werden nun elektronenoptische Linsen benötigt, die mithilfe von elektrostatischen oder elektromagnetischen Feldern realisiert werden. Im REM sind alle Linsen paarweise angeordnet, so dass eine zweidimensionale Ablenkung gewährleistet ist. Ein Spulenpaar direkt hinter der Anode dient der Zentrierung des Elektronenstrahls. Dann folgt eine Kondensorlinse, die den Strahl verkleinert. Zur Ausblendung von Randstrahlen folgt dann eine Objektivblende deren numerische Apertur zwischen 50 μm und 170 μm liegt. Das folgende Ablenkspulenpaar dient zur rasterförmigen Abtastung der Substratoberfläche. Die nachgeschaltete Objektivlinse reduziert den Elektronenstrahldurchmesser noch einmal. Abschließend folgen Fokus- und Stigmatorspulen, die zum Ausgleich von Verzerrungen dienen.

9.12.5 Detektor- und Bildverarbeitungssystem

Das Bild des REM wird durch Ausnutzung von Sekundärelektronen erzeugt, die infolge des Elektronenbeschusses an der Substratoberfläche entstehen. Die Energie ist so hoch, dass die Sekundärelektronen den Festkörper verlassen können. Oberhalb des Substrates ist ein positiv geladenes Kollektorgitter angebracht, das die Sekundärelektronen registriert. Dieses Signal wird verstärkt und zur Darstellung auf einer Bildröhre verwendet.

9.12.6 Steuerung der Ablenkspulen

Damit das REM als Lithographiegerät eingesetzt werden kann, müssen die Ablenkspulen gezielt gesteuert werden können. Da zweidimensionale Strukturen auf das Substrat geschrieben werden sollen, muss der Elektronenstrahl in Richtung der x- und y-Achse geführt werden. Die Rasterablenkspulen werden zu diesem Zweck mithilfe von zwei 16-Bit Digital-/Analog-Wandlern angesteuert.

9.12.7 Ausblendeinrichtung für den Elektronenstrahl

Damit der Elektronenstrahl an definierten Orten des Substrates ein- und ausgesetzt werden kann, wird ein Kondensator in Form einer Schlitzblende in den Strahlengang gebaut. Die Blende befindet sich zwischen Elektronenkanone und erster Justierspule. Die Schlitzbreite ist 1 mm. Da die Auslenkungen nur sehr klein sind, wird eine Gleichspannung von 100 bis 200 V benötigt. Damit die Belichtung fehlerfrei ist, muss die Ausblendzeit im Vergleich zu einer Punktbelichtung wesentlich kürzer sein. Die Belichtung von Strukturen innerhalb eines vorgegebenen Schreibfeldes wird in vektorieller Form durchgeführt. Dabei werden die Ein- und Austastsituationen durch eine Logik geeigneter Start- und Endpunkte der zu belichtenden Strukturen vorgegeben. Jede in sich geschlossene Struktur wird erstmal komplett belichtet. Dann wird der Elektronenstrahl ausgetastet, die Elektronenoptik zur nächsten Struktur justiert und der Elektronenstrahl wird wieder eingetastet. Das vektorielle Verfahren bietet zusätzlich zur strukturabhängigen Austastung eine zeilenweise Austastung. Welche der beiden Möglichkeiten zur Anwendung kommt wird über die Software festgelegt. Diese ermittelt anhand der Strukturen die Variante mit den geringsten Austastzeiten.

Wird eine geschlossene Struktur belichtet, so kann zwischen dem Meander-Modus und dem Zeilen-Modus unterschieden werden.

Beim Meander-Modus wird der Elektronenstrahl entlang jeder zu belichtender Zeile in alternierender Schreibrichtung geführt. Bei Verwendung des Zeilen-Modus ändert sich die Schreibrichtung nicht. Daher ist es notwendig, den Elektronenstrahl am Ende jeder Zeile solange auszutasten, bis die Elektronenoptik wieder auf den Beginn der nächsten Zeile ausgerichtet ist. Somit dauert das Verfahren im Zeilen-Modus länger als im Meander-Modus. Auch die Synchronisation ist etwas schwieriger. Daher können Verzerrungen an den Rändern belichteter Strukturen auftreten.

Die folgende Abbildung zeigt beide Modi im Vergleich.

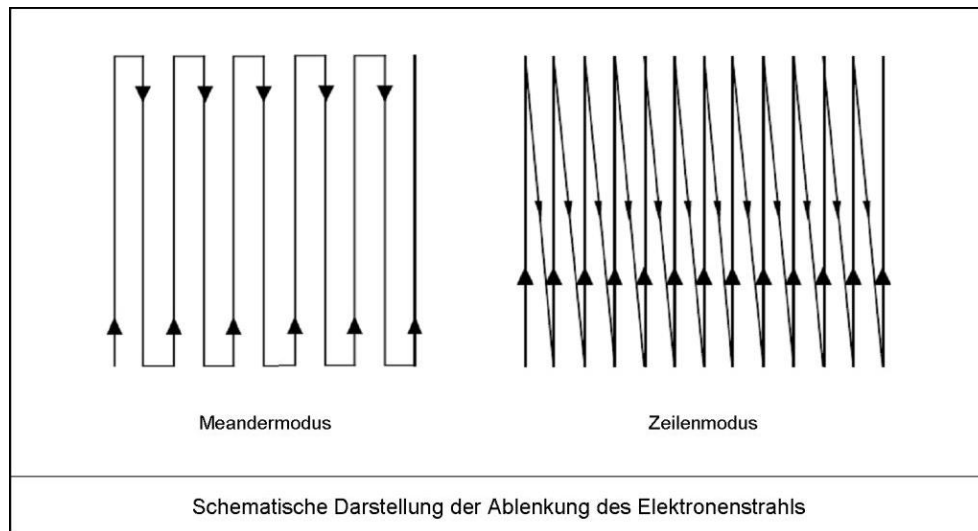


Abb. 44: Die Führung des Elektronenstrahls kann in zwei Varianten erfolgen. Beim Meandermodus erfolgt das Schreiben in zwei Richtungen, beim Zeilenmodus nur in einer Richtung. Dabei muss für jede Zeile erneut in die Ausgangsebene gefahren werden. Welcher Modus verwendet wird, regelt die Software. Hierfür maßgeblich ist das Muster, wobei der Modus verwendet wird, der jeweils die geringste Zeit erfordert. (Grafik nach Hartmann⁴⁴)

9.12.8 CAD-System

Mithilfe des CAD-Systems können Layouts im GDSII-Standard erstellt und importiert werden. Bei Erstellung eines Layouts wird zunächst die geeignete Größe für das Schreibfeld ausgewählt. Das Schreibfeld ist die Fläche, die zur Belichtung von Strukturen genutzt werden kann, ohne dass der Probestisch verfahren werden muss. Entscheidend für die Schreibfeldgröße sind die Größe der zu belichtenden Struktur und die Einstellung der Vergrößerung des REM. Schreibfelder sind softwarebedingt immer quadratisch. Da die Ablenkspulen wie zuvor beschrieben mit 16-Bit Digital-/Analog-Wandlern angesteuert werden, wird die Seitenlänge eines Schreibfeldes mit 65536 (2^{16}) Pixel quantisiert erfasst. Die mögliche Schrittweite für die Elektronenstrahlableitung ist festgelegt als:

$$\text{Schrittweite} = \frac{\text{Schreibfeldkantenlänge}}{2^{16}}$$

Ist ein Schreibfeld mit der Kantenlänge $500\ \mu\text{m}$ festgelegt, ergibt sich somit eine minimale Schrittweite von $7.629\ \text{nm}$.

10 Kontaktlinsenmaterialien

Mit der Erfindung der Kunststoffe war die Basis für die Entwicklung moderner Kontaktlinsenmaterialien geschaffen. Kunststoffe sind makromolekulare organische Verbindungen, die synthetisch hergestellt werden. Hierzu werden organische Moleküle (Kohlenwasserstoffe mit Doppelbindungen; Bsp. $C=C$, $C=C$) chemisch verkettet oder vernetzt. Diese Grundstoffe werden als Monomere bezeichnet. Bei der Verkettung der Monomere werden deren Doppelbindungen aufgelöst und neue Bindungen zwischen den einzelnen Monomeren ausgebildet ($C-C-C-C$). Die entstandene Verbindung wird als Polymer bezeichnet. Die Endprodukte dieser chemischen Reaktionen werden als Polymere bezeichnet. Sie können völlig andere Eigenschaften haben als ihre Ausgangsstoffe.¹²³ Die Verfahren zur Herstellung von Polymeren sind:

- Polymerisation
- Polyaddition
- Polykondensation

10.1 Polymere

Die meisten CL-Materialien entstehen durch Polymerisation. Die Polymerisation ist die Aneinanderkettung einfacherer chemischer Verbindungen (Monomere) unter Ausbildung von Atombindungen zu Polymeren (kettenförmigen Makromolekülen). Die Polymerisation wird durch Wärmeeinwirkung, Strahlungsenergie oder Katalysatoren ausgelöst. Die Aneinanderkettung gleichartiger Monomere führt zur Bildung eines Homopolymers, z. B. Poly-Methylmethacrylat (PMMA). Werden unterschiedliche Monomere verknüpft, entstehen Copolymere. Ein Beispiel hierfür ist die Verknüpfung von Methylmethacrylat und Silikon.

Die Abbildung auf der folgenden Seite zeigt die Polymerisation des Methylmethacrylat-Monomers.

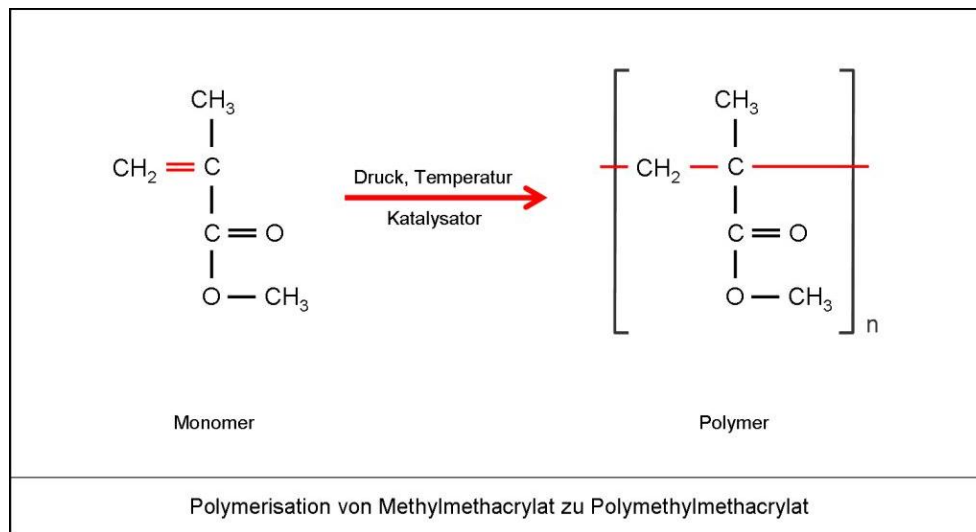


Abb. 45: Die Grafik zeigt die Herstellung von PMMA anhand von Strukturformeln. Der Katalysator beeinflusst die Doppelbindung des Monomers, wodurch sich eine Vernetzung des Materials einstellen kann. PMMA ist ein klassisches Material, aus dem bis in die 1970er Jahre alle formstabilen Kontaktlinsen gefertigt wurden. Aufgrund seiner geringen Gasdurchlässigkeit wird es in modernen Materialien mit anderen, höher permeablen Komponenten kombiniert.¹⁰⁴

Im ersten Schritt werden die Doppelbindungen aufgelöst. Nach Auflösung der Doppelbindungen verbinden sich mehrere Monomere zu dem Polymer Polymethylmethacrylat. Durch Weichmacher, z. B. Wasser in Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) können die mechanischen Eigenschaften der Polymere modifiziert werden.

Neben der Unterscheidung in Homopolymere und Copolymere wird eine Einteilung in lineare, verzweigte (vernetzte) und Blockpolymere vorgenommen. Im Bereich der Kontaktlinsen kommen entweder lineare oder verzweigte Polymere zu Einsatz.

Lineare Polymere zeichnen sich durch eine einfache lineare Struktur aus. Die einzelnen Monomere verbinden sich kettenförmig miteinander und bilden räumlich gesehen einen ungeordneten Knäuel. Beispielhaft ist hier wieder das PMMA zu nennen. Es hat die Eigenschaft, unter Wärmeeinwirkung zu erweichen und beim Erkalten wieder auszuhärten und wird daher als Thermoplaste bezeichnet.

Werden bei der Polymerisation spezielle Vernetzer zugefügt, so entstehen zwischen den einzelnen Molekülen Verzweigungen. Bilden diese Verzweigungen Brückenbindungen aus, wird von einer Vernetzung gesprochen. Diese Vernetzungen können zwei- oder dreidimensional ausgebildet sein. Je stärker die Moleküle

miteinander vernetzt sind, desto stabiler, härter und spröder ist ein Material. Materialien für formstabile Kontaktlinsen sind also meist stärker vernetzt als die, die zur Herstellung weicher Kontaktlinsen benutzt werden. Sind die Moleküle gering miteinander vernetzt, so können sie einen elastischen Zustand einnehmen. Diese Kunststoffe werden als Elastomere bezeichnet. Diese Materialien besitzen die Fähigkeit selbst nach extremer Dehnung wieder ihre ursprüngliche Form zurück zu erlangen. Weiche Kontaktlinsen, die aus hoch silikonhaltigen Materialien angefertigt werden, zeigen diese Eigenschaft. Engmaschig vernetzte Polymere werden zu den Duroplasten gezählt. Diese können nach ihrer Verarbeitung weder durch Wärme noch durch Druck in ihrer Form verändert werden.

Polyaddition und Polykondensation spielen bei der Herstellung von Kontaktlinsen de facto keine Rolle, sind jedoch theoretisch dafür möglich. Als Polyaddition wird die Reaktion unterschiedlicher reaktionsfähiger Gruppen bezeichnet, die ohne Abspaltung von Nebenprodukten verläuft. Als Polykondensation wird die Reaktion unterschiedlicher reaktionsfähiger Gruppen bezeichnet, die unter Abspaltung eines niedermolekularen Kondensates (Wasser) verläuft.⁶³

10.2 Materialkomponenten

10.2.1 Methylmethacrylat (MMA)

Das MMA findet Einsatz bei der Herstellung der meisten formstabilen und einiger weicher Kontaktlinsenmaterialien. Es zeichnet sich durch sehr gute mechanische Eigenschaften, insbesondere Formstabilität, aus und ist leicht herstellbar.

10.2.2 Methacrylsäure (MAS)

MAS wird sowohl bei formstabilen als auch weichen Kontaktlinsenmaterialien eingesetzt. Die Methacrylsäure bindet Wasser und bewirkt eine Quellung des Materials. Bei weichen Kontaktlinsen kann über sie den Wassergehalt gesteuert werden. Formstabile Materialien erhalten durch die Zugabe von MAS eine gewisse Hydrophilie. Als Nebeneffekt erhöht die MAS aber auch die Härte und Sprödigkeit des Materials.

10.2.3 Fluorcarbon, Fluorkohlenstoff (F)

Der Fluorkohlenstoff ist in der Lage, Sauerstoff zu transportieren, besitzt eine hohe Chemikalienbeständigkeit und ist lipophob. Der Einbau dieser Komponente in die Kontaktlinsenmatrix erhöht die Sauerstoffdurchlässigkeit des Materials. Gleichzeitig wird eine Verringerung der Ablagerungsneigung erreicht. Nachteilig ist, dass sich durch Zugabe von Fluorkohlenstoff die Härte des Materials verringert. Das Material zeigt eine geringe Formstabilität und zerkratzt schnell. Um dies auszugleichen, werden Materialkomponenten zugefügt, die die Stabilität des Materials verbessern (z. B. MMA).

10.2.4 Silikon (Si)

Silikon wird meist in Form des Siloxanalkylmethacrylat in Materialien eingesetzt. Das Silikon zeichnet sich durch eine hohe Gasdurchlässigkeit aus und wird zur Erhöhung der Sauerstoffdurchlässigkeit eines Materials eingesetzt. Gleichzeitig ist Silikon hoch hydrophob.

10.2.5 N-Vinylpyrrolidon (NVP)

NVP besteht aus einer Vinylgruppe, die an eine Pyrrolidon-Gruppe gebunden ist. Die Pyrrolidon-Gruppen sind hoch wasserbindend. Polymere aus NVP sind die Polyvinylpyrrolidone (PVP). Diese sind wasserlöslich und werden zum Beispiel in der Medizin als Blutplasmaersatz eingesetzt. Wird das PVP quervernetzt, erhält es Stabilität.

10.2.6 Butyl

Butyl ist ein Weichmacher, der in sehr spröden Kontaktlinsenmaterialien zum Einsatz kommt.

10.3 Individuelle Sauerstoffdurchlässigkeit

Kontaktlinsen sind in Abhängigkeit von ihrem Scheitelbrechwert und dem Linsendesign sehr unterschiedlich in ihren Dicken. Zwei Linsen mit dem gleichen Dk-Wert aber unterschiedlichen Scheitelbrechwerten von beispielsweise -8.00 dpt und +8.00 dpt weisen eine deutlich unterschiedliche Gesamtdurchlässigkeit für Sauerstoff auf. Aufgrund der generell recht geringen Dicken von Kontaktlinsen gegenüber dem für die standardisierte Dk-Wert-Angabe gemessenen Materialstück fällt die Sauerstoffdurchlässigkeit generell höher aus. Aus diesem Grund wird neben der Sauerstoffpermeabilität (Dk-Wert) auch die Sauerstofftransmissibilität (Dk/t) der Linse angegeben. Es handelt sich hierbei um den Dk-Wert bezogen auf die Dicke einer angefertigten Kontaktlinse im endgültigen Scheitelbrechwert. Um den Dk/t-Wert zu ermitteln wird der Dk-Wert des Materials durch die Dicke des Materials in cm dividiert. Das [t] kommt dabei aus dem englischen und steht für *thickness*. Es wird im deutschsprachigen Raum auch oft durch ein [l] synonym für *Linsendicke* ersetzt. Bei der Angabe der Dk/t-Werte im Katalog gehen die Hersteller von der Mittendicke einer Linse mit dem Scheitelbrechwert -3.00 dpt aus.

Da sich bei Teilung durch die Mittendicke in [cm] ein verhältnismäßig großer Wert im Vergleich zum Dk-Wert ergibt, ist die Einheit für die Sauerstofftransmissibilität wie folgt:

$$Dk / t = \frac{D \cdot k}{t [cm]} \cdot \left[\frac{ml(O_2) \cdot cm}{ml \cdot sec \cdot mmHg} \cdot 10^{-9} \right]$$

Der in Produktbeschreibungen angegebene Wert entspricht dem Maximalwert unter idealen Bedingungen im Zentrum einer solchen Linse. Dieser Wert wird jedoch schon am Rand derselben Linse deutlich unterschritten. Des Weiteren spielen der Sauerstoffgehalt der Umgebungsluft, die Struktur der Linsenflächen und die Temperatur eine wesentliche Rolle. Darum ist es bei der Bestimmung des Dk-Wertes sehr wichtig, dass einheitliche Raumtemperaturen eingehalten werden.¹²³

Ein Material muss in seiner Struktur ausreichend große zwischenmolekulare Abstände aufweisen, um Sauerstoff aufzunehmen und zwischen den Molekülen durchzulassen. Je enger die Moleküle miteinander verbunden sind, desto schwieriger wird es für den Sauerstoff durch das Material zu treten. Für den Sauerstofftransport durch das Material werden bestimmte sauerstoffbindende Gruppen benötigt. Bei formstabilen Materialien wird diese Aufgabe durch

Silikonverbindungen (Siloxane) und durch Fluorverbindungen übernommen. Die konventionellen weichen Linsenmaterialien nutzen Wasser zum Sauerstofftransport. Die Sauerstoffdurchlässigkeit dieser Linsen ist direkt vom Wassergehalt der Linse abhängig. Silikonhydrogele gehören zwar zu den weichen Linsenmaterialien, hier wird aber eine andere Strategie verfolgt. Der Sauerstofftransport erfolgt bei ihnen hauptsächlich durch Siloxangruppen. Siloxangruppen stellen einen deutlich besseren Sauerstofftransporteur als Wasser dar. Der Wasseranteil in diesen Linsen sorgt nur für die Flexibilität und hindert eher den Sauerstofftransport. Darum nimmt bei Silikonhydrogelen mit steigendem Wassergehalt die Sauerstoffdurchlässigkeit ab. Die Messung des Dk-Wertes erfolgt unter genormten Bedingungen CEN/ISO 9913. Es ist festgelegt, dass an realen Prüfkörpern, die eine konstante Dicke aufweisen, bei einer Umgebungstemperatur von konstant 35°C gemessen wird.¹²³ Es gibt dazu die zwei folgenden normierten Verfahren.

- Polarographisches Verfahren nach Fatt CEN/ISO 9913-01
- Coulometrische Methode CEN/ISO 9913-02

Beide Verfahren sind in der folgenden Abbildung schematisch dargestellt.

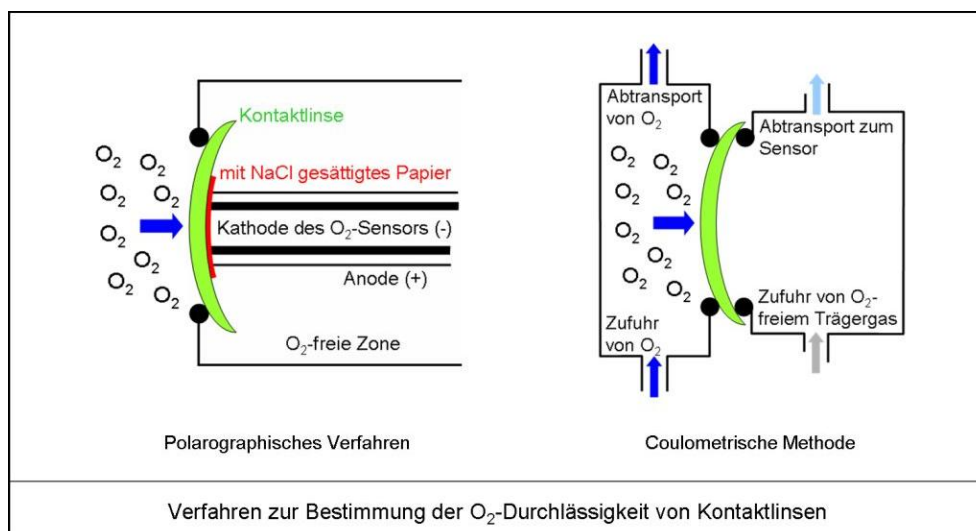


Abb. 46: Die Grafik zur Messmethodik der Gaspermeabilität von Kontaktlinsen zeigt die beiden derzeit verwendeten Verfahren. Das polarographische Verfahren ist ein nass-chemisches Verfahren, wodurch es sich zur Messung hydrogeler Kontaktlinsen eignet, die zu einem bestimmten Prozentsatz aus Flüssigkeit bestehen. Die coulometrische Methode wird in trockener Umgebung durchgeführt und eignet sich besser für formstabile Kontaktlinsen. Beide Verfahren sind für eine Temperatur von 35°C genormt, da dies der Oberflächentemperatur der Hornhaut entspricht.¹⁰⁶

Die minimale Sauerstoffdurchlässigkeit, die eine Kontaktlinse aufweisen muss, um keinerlei Veränderungen am Auge hervorzurufen, ist ein wichtiges Kriterium. Es wird zugrunde gelegt, dass auch bei einem Nicht-Kontaktlinsenträger über Nacht ein Ödem der Hornhaut von 3-4% physiologisch auftritt. Dieses sollte durch die Anwendung einer Kontaktlinse nicht überschritten werden. Da das Auge im geschlossenen Zustand generell wenig Sauerstoff bekommt, gibt es nur wenige Kontaktlinsenmaterialien, die für das Tragen Übernacht zugelassen sind. Diese Zulassung wird durch die amerikanische Food and Drug Administration (FDA) erteilt, was weltweit als Maßstab gilt. Für das sichere Tragen Übernacht sollte ein Dk/t-Wert von 125 nicht unterschritten werden.^{12, 64}

Die folgende Tabelle gibt an, in welchem Zusammenhang die Dk/t-Werte mit der Sauerstoffversorgung der Hornhaut stehen.

Bezeichnung	Dk/t-Wert	Sauerstoffversorgung
Low	kleiner als 12	geringer als beim geschlossenen Auge
Medium	12 bis 25	wie beim geschlossenen Auge
High	26 bis 50	besser als beim geschlossenen Auge
Super	51 bis 80	geringer als beim geöffneten Auge
Hyper	größer als 80	ähnlich dem geöffneten Auge

10.4 Benetzbarkeit

Neben der Sauerstoffdurchlässigkeit stellt die Benetzbarkeit eines Kontaktlinsenmaterials eine entscheidende Komponente für den Tragekomfort einer Linse dar. Die Benetzbarkeit ist ein Maß dafür, wie gut sich eine Flüssigkeit auf einer Oberfläche ausbreiten kann. Damit dies geschieht, muss die Summe der Oberflächenspannung der Flüssigkeit und der Grenzflächenspannung zwischen Kontaktlinse und Flüssigkeit geringer sein als die Grenzflächenspannung der Kontaktlinse. Eine gut benetzende Linse gleitet im Tränenfilm und ermöglicht irritationsfreie Lidschläge über die Linse hinweg. Abgesehen davon ist eine gleichmäßige Benetzung der Oberfläche Voraussetzung für eine brillante optische Abbildung.

Die Voraussetzung für die Benetzbarkeit eines Stoffes ist die Hydrophilie der Bestandteile. Jede Linse muss zumindest an der Oberfläche hydrophil sein. Als Maß

für die Benetzbarkeit wird der Kontaktwinkel herangezogen. Der Kontaktwinkel wird ermittelt als Winkel zwischen der Messflüssigkeit (0.9%ige Kochsalzlösung nach ISO 10344) und der Materialoberfläche. Es sind Kontaktwinkel zwischen 0° (vollständige Benetzung) und 180° (keine Benetzung) möglich.¹²³

Das Messprinzip ist in der folgenden Abbildung dargestellt.

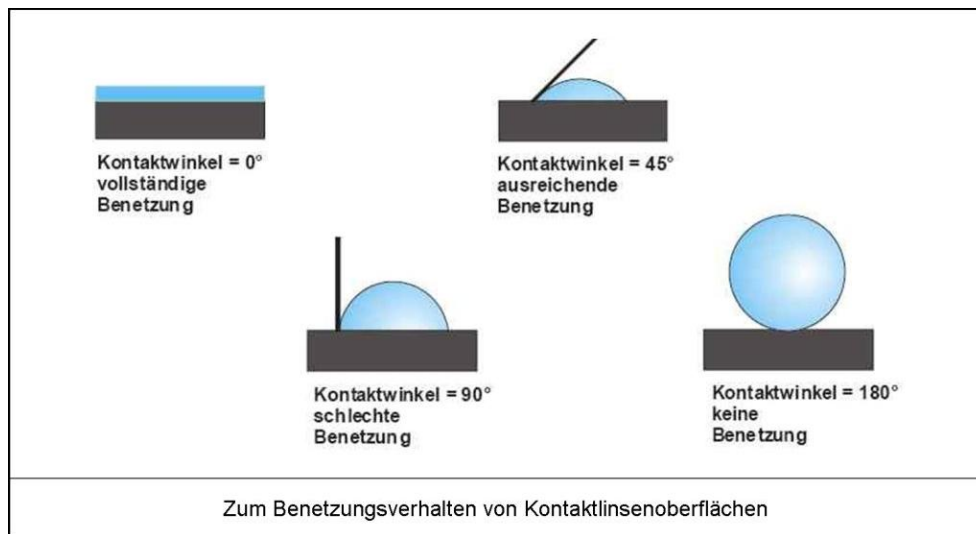


Abb. 47: Die Benetzung eines Materials ist ein kritischer Faktor für die Verträglichkeit einer Kontaktlinse. Angegeben wird der Kontaktwinkel meistens nach der ‚Methode des stehenden Tropfens‘. Dabei wird der Benetzungswinkel gemessen als Winkel zwischen Materialoberfläche und einer Tangente an den Tropfen. Ein möglichst kleiner Benetzungswinkel wird angestrebt.¹⁰⁶

Die Messung des Kontaktwinkels kann mit Hilfe unterschiedlicher Verfahren erfolgen. Diese werden im Folgenden kurz beschrieben.

10.4.1 Methode des stehenden Tropfens (Sessile drop)

Bei der Sessile-drop-Methode wird ein Flüssigkeitstropfen definierter Größe auf die Materialoberfläche aufgebracht. Der Kontaktwinkel wird dann aus einer an den Tropfen angelegten Tangente und der Materialoberfläche ermittelt.

10.4.2 Blasenmethode (Captive bubble)

Die Blasenmethode wird auch als Captive-bubble-Methode bezeichnet. Die Materialprobe befindet sich hierbei in einer Flüssigkeit. Eine Luftblase definierter Größe wird auf die Materialoberfläche aufgebracht. Je nach Benetzbarkeit der Oberfläche wird Flüssigkeit von der Oberfläche des Materials verdrängt. Der Winkel zwischen Luftblase und Materialoberfläche wird ermittelt.

10.4.3 Wilhelmy Platte

Die Materialprobe wird in Blockform in die Testflüssigkeit eingetaucht. Beim Herausziehen der Platte aus der Flüssigkeit wird der zwischen Materialoberfläche und Flüssigkeit entstehende Winkel gemessen.

In der folgenden Abbildung sind alle drei Messmethoden schematisch dargestellt.

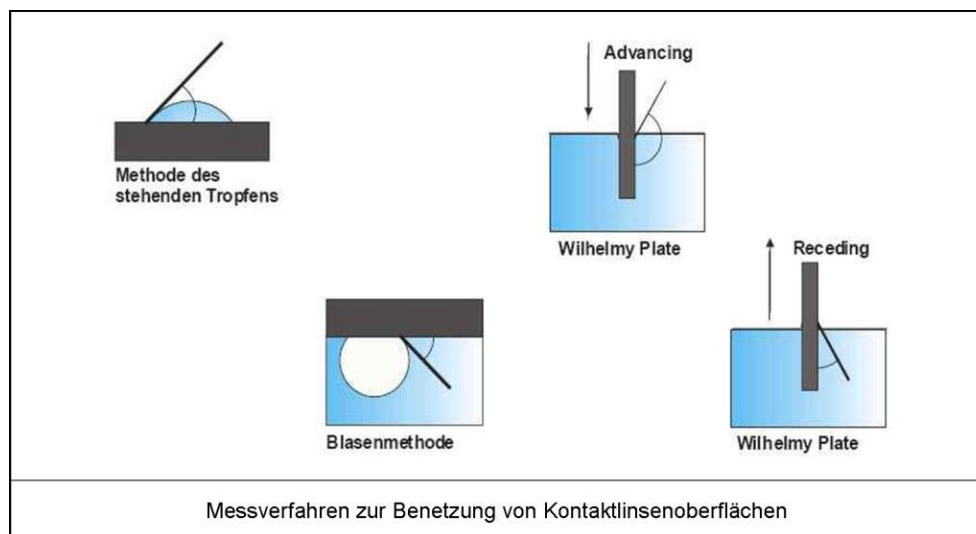


Abb. 48: Die Grafik zeigt einen Überblick der verschiedenen Messverfahren zur Ermittlung der materialspezifischen Benetzung. Die Wilhelmy Platte wird in die Flüssigkeit eingetaucht und herausgezogen, wobei die Adhäsionswinkel gemessen werden. Bei der Blasenmethode wird eine Luftblase unter das Material gebracht und der Tangentialwinkel gemessen. Am gebräuchlichsten ist die Methode des stehenden Tropfens, wobei ein Flüssigkeitstropfen auf das Material gegeben wird anschließend der Tangentialwinkel ermittelt wird.¹⁰⁶

Je nach Messmethode werden unterschiedlich große Kontaktwinkel für ein und dasselbe Material ermittelt. Es ist deshalb von großer Bedeutung, ausschließlich Kontaktwinkel zu vergleichen, die mit der gleichen Methode ermittelt wurden. Kontaktwinkel werden hauptsächlich für Materialien formstabiler Linsen ermittelt. Weichlinsenmaterialien besitzen bis auf die Silikonhydrogele grundsätzlich eine Affinität zu Wasser und sind darum immer benetzbar.¹²³

10.5 Brechungsindex

Materialien, die zur Herstellung von Kontaktlinsen verwendet werden, müssen Brechungsindizes aufweisen die es ermöglichen, dünne Linsen zu fertigen. Gleichzeitig müssen sie aber auch eine Fertigung des benötigten Scheitelbrechwertes der Linse zulassen. Kontaktlinsenmaterialien besitzen Brechungsindizes zwischen 1.415 und 1.49. Der Zusatz von Fluorverbindungen oder Siloxan in der Kontaktlinsenmatrix verringert den Brechungsindex von formstabilen Kontaktlinsen, erhöht jedoch die Sauerstoffdurchlässigkeit.⁶³ Bei hydrogelnen Kontaktlinsen hängt der Brechungsindex direkt vom prozentualen Wassergehalt ab. Mit zunehmendem Wassergehalt sinkt der Brechungsindex.

10.6 Lichttransmission

Kontaktlinsen müssen, genau wie Brillengläser eine ausreichende Lichttransmission zulassen. Der Grenzwert für Brillengläser, die zum Autofahren zugelassen sind, liegt bei 75% Lichttransmissionsgrad. Gleiches gilt für Kontaktlinsen. Im Gegensatz zu Brillengläsern gibt es bei Kontaktlinsen nur sehr geringe Reflexionsverluste, da sie während des Tragens komplett von Tränenflüssigkeit umschlossen ist. Messungen in physiologischer Kochsalzlösung haben Transmissionswerte von nahezu 100% ergeben. Die Anfertigung entspiegelter Kontaktlinsen ist daher, im Gegensatz zu entspiegelten Brillengläsern, nicht sinnvoll.

10.7 Porosität

Die Porosität eines Kontaktlinsenmaterials bestimmt über seine Permeabilität für bestimmte Stoffe und über die Anlagerungsneigung von Fremdstoffen aus der Tränenflüssigkeit oder der Umwelt. Die Porengröße der Materialien für formstabile Kontaktlinsen ist vernachlässigbar klein. Bei weichen Kontaktlinsenmaterialien kommt der Porosität dagegen eine große Bedeutung zu. Die Porengröße von HEMA beträgt beispielsweise 30 - 40 Å.⁶³

Von der Porengröße einer Linsenmatrix sind abhängig:

- die Permeabilität für Metabolite
- die Ablagerungsneigung
- die Einlagerung von Pflegemittelkomponenten
- die Möglichkeit für das Eindringen von Mikroorganismen

10.8 Quellverhalten

Unter Quellung wird die Fähigkeit der Flüssigkeitsaufnahme unter gleichzeitiger Vergrößerung der Ausdehnung und des Volumens verstanden. Die Flüssigkeitsaufnahme eines Kontaktlinsenmaterials erfolgt, bis ein Gleichgewichtszustand zwischen Umgebung und Material erreicht ist. Die Quellung einer Kontaktlinse kann in alle Richtungen gleichmäßig erfolgen. Eine solche Quellung wird als isotrop bezeichnet. Verläuft die Quellung des Materials in zwei Richtungen unterschiedlich, so wird sie als anisotrop bezeichnet. Hierbei wird dann die lineare Quellung (Dickenzunahme) von der radialen Quellung (Durchmesseränderung) unterschieden.⁶³

10.9 Wasseraufnahme (Hydratation)

Die Anlagerung von Wassermolekülen z. B. an Ionen oder Moleküle wird als Hydratation bezeichnet. Bei Polymeren ist dies mit einer Quellung des Materials verbunden. Das Gegenteil, also der Entzug von Wasser, wird als Dehydratation bezeichnet. Großes Wasseraufnahmevermögen haben insbesondere OH-, COOH- und NH₂-Gruppen. Polymere sind immer in der Lage Wasser aufzunehmen.¹²³

10.10 Elastizität

Wirken Kräfte auf ein Material ein (z.B. Zug oder Druckkräfte), so entstehen Spannungen im Material und eine Verformung tritt auf. Das Verhältnis von Spannung zu Verformung wird als Elastizitätsmodul (E-Modul) oder Modulus beschrieben. Die Größe des Modulus ist abhängig vom Widerstand der Polymerketten gegen die Verformung. Der Modulus wird durch Zug-, Druck- oder Biegeversuche ermittelt. Hierbei entspricht ein geringer E-Modul einem weichen Material mit hoher Elastizität und ein hoher E-Modul einem harten Material mit geringer Elastizität.

10.11 Materialien für formstabile Kontaktlinsen

10.11.1 Polymethylmethacrylat (PMMA)

Das PMMA ist ein amorphes, lineares oder vernetztes Homopolymer. Es gehört zu den Thermoplasten. PMMA wird durch das Verestern der Methacrylsäure mit Methylalkohol hergestellt. Das entstehende Methacrylsäureester wird polymerisiert. Je höher der Anteil an unpolaren CH₃- Gruppen, je weniger neigt das Material zu Ablagerungen.⁶³ Das PMMA hat folgende Materialeigenschaften:

- gasundurchlässig, Dk-Wert = 0 Barrer
- hohe Transmission, sehr gute optische Eigenschaften
- Brechungsindex = 1.49
- geringe Dichte und damit geringes Gewicht
- Wassergehalt ca. 0.5%
- großer Benetzungswinkel von 66°
- schlechte Spontanverträglichkeit (Benetzungslösung notwendig)
- bruchsicher und alterungsbeständig
- nicht toxisch
- geringe Ablagerungsneigung
- pflegeleicht

10.11.2 Cellulose-Acetat-Butyrat (CAB)

Das CAB ist wie das PMMA ein amorphes, lineares Homopolymer. Es gehört zu den Thermoplasten. Das CAB wird aus dem Naturstoff Cellulose hergestellt, der aus Glukosemolekülen besteht. Ein Teil der Glukosemoleküle wird mit Buttersäure verestert (es entstehen Butyrat-Gruppen), ein anderer Teil mit Essigsäure (es entstehen Acetat-Gruppen).⁶³ Das CAB zeigt folgende Eigenschaften:

- gering gasdurchlässig, Dk-Wert $6-8 \cdot 10^{-11}$ Barrer
- gute optische Eigenschaften
- Brechungsindex 1.47
- Wassergehalt von ca. 2% aufgrund freier Hydroxyl-Gruppen
- Benetzungswinkel von 40°
- im Vergleich zu PMMA
- geringere Härte und Kratzfestigkeit
- höhere Elastizität
- geringere Formstabilität
- höhere Ablagerungsneigung, insbesondere für Lipide

10.11.3 Silikon-MMA-Copolymer (SA)

Polysiloxanmethacrylat ist ein vernetztes Copolymer. Es besitzt die hohe Stabilität des PMMA und die Sauerstoffdurchlässigkeit von Silizium. Das Silizium im Material erhöht den DK-Wert. Es ist jedoch stark hydrophob und benötigt eine zusätzliche Oberflächenvergütung zur Verbesserung der Benetzungseigenschaften. Nachteilig ist die erhöhte Neigung zu Ablagerungen von Proteinen, Fetten und Konservierungsstoffen.⁶³ Silikon-MMA-Copolymere besitzen folgende Eigenschaften:

- mittlere Gaspermeabilität, Dk-Wert $10-30 \cdot 10^{-11}$ Barrer
- Brechungsindex 1.43 bis 1.48
- nur bei Feuchtlagerung akzeptable Benetzbarkeit
- Benetzungswinkel von $30^\circ - 50^\circ$
- Wassergehalt zwischen 0.9 und 1.5%
- geringe Härte
- lipophil mit hoher Ablagerungsneigung
- schwierig zu bearbeiten

10.11.4 Fluor-Silikon-MMA-Copolymer (FSA)

Dieses Material ist im Aufbau den Silikon-MMA-Copolymeren sehr ähnlich. Durch den Zusatz von Fluorkomponenten ins Kontaktlinsenmaterial wird die Sauerstoffpermeabilität weiter erhöht. Der Dk-Wert kann bis zu $100 \cdot 10^{-11}$ Barrer erreichen. Gleichzeitig nimmt die mechanische Stabilität ab. Materialien dieser Gruppe sind schwierig zu verarbeiten. Fluorhaltige Kontaktlinsenmaterialien neigen je nach Polymerzusammensetzung mehr zu Lipidablagerungen als Silikon-MMA-Polymere.⁶³

10.11.5 Fluorcarbon-Copolymere (FC)

Diese Materialgruppe nutzt die Fluoratome zum Sauerstofftransport. Es sind Silikonfreie Materialien, die wesentlich bessere Benetzungseigenschaften als silikonhaltige Materialien haben. Der Dk-Wert dieser Materialien kann hohe Werte über $100 \cdot 10^{-11}$ Barrer erreichen. Die Verarbeitung dieser Materialien ist schwierig. Sie weisen eine geringe Ablagerungsneigung auf.⁶³

10.12 Materialien für weiche Kontaktlinsen

10.12.1 HEMA-Homopolymere

Als Grundstoff vieler hydrogeler Kontaktlinsenmaterialien wird das Poly-HEMA eingesetzt. Die exakte Bezeichnung ist Poly-2-Hydroxyläthylmethacrylat. Es ist das Homopolymer des Monomers HEMA. Der Grundstoff zur Bildung des HEMA ist die Methacrylsäure. Diese wird mit Äthylalkohol verestert. Aufgrund der hydrophilen OH-Gruppen im Material ist dieses Material in der Lage, bis 40% Wasser zu binden. Das Wasser wirkt im Hydrogel als Weichmacher. Die reaktionsfreudigen negativ geladenen OH-Gruppen im Material erhöhen gleichzeitig die Ablagerungsneigung des Materials für positiv geladene Proteine, wie das Lysozym.¹²³

Die Materialeigenschaften des HEMA lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Wassergehalt von 38 - 40%
- Dk-Wert ca. $10 \cdot 10^{-11}$ Barrer
- Brechungsindex feucht: 1.43
- geringe Härte
- hohe Reißfestigkeit
- gut benetzbar
- hohe Ablagerungsneigung, vor allem Konservierungsstoffe und Proteine
- Porengröße ca. 10 Å
- aufwendige Pflege notwendig
- gut zu verarbeiten

10.12.2 HEMA-Copolymere

Copolymere des HEMA bestehen aus Methylmethacrylat, das mit anderen Monomeren vernetzt wird. Hier kommen zum Beispiel Vinylpyrrolidon (VP), Vinylalkohol (VA), Methacrylsäure (MAS), Glycerolmethacrylat (GMA), Dimethylacrylamid (DMA), Phosphorylcholin (PC) zum Einsatz. Als Vernetzer wird meistens Ethylenglycoldimethacrylat (EGDM) eingesetzt. Die Vielzahl unterschiedlicher Monomere können in unterschiedlichen Mischungsverhältnissen eingesetzt werden. Es resultieren jeweils Werkstoffe mit unterschiedlichen Eigenschaften. Es sind viele unterschiedliche HEMA-Copolymere auf dem Markt vertreten. In Abhängigkeit vom Wassergehalt steigt die Sauerstoffdurchlässigkeit des Materials proportional.¹²³ Die Eigenschaften der HEMA-Copolymere sind:

- Dk-Wert bis $65 \cdot 10^{-11}$ Barrer
- Wassergehalt 45 – 72 %
- weich und labil
- Porengröße 30 – 40 Å
- Benetzungswinkel ca. 12°
- hohe Ablagerungsneigung
- höhere O₂-Permeabilität als reines HEMA

10.12.3 HEMA-freie Copolymere

HEMA-freie Copolymere entstehen durch die Polymerisation von Methylmethacrylat und Vinylpyrrolidon unter Zusatz von DMA, MAS, oder GMA. Die Materialeigenschaften sind:

- Dk-Wert bis $85 \cdot 10^{-11}$ Barrer
- Wassergehalt: 70 – 85 %
- Geringe Stabilität
- Porengröße 40 – 50 Å
- hohe Ablagerungsneigung

HEMA-freie Copolymere zeigen eine hohe Ablagerungsneigung und werden deshalb vorrangig als Tauschlinsen mit kurzem Tauschrhythmus vertrieben.

10.12.4 Wasserfreie Materialien, Silikonkautschuk

Silikonkautschuk ist ein echtes Elastomer. Der gummiartige Stoff zeichnet sich durch eine extrem hohe Sauerstoffdurchlässigkeit aus. Es ist jedoch hydrophob und kann erst nach einer aufwendigen Oberflächenbehandlung getragen werden. Kontaktlinsen aus Silikonkautschuk können auf dem Auge einen schmerzhaften Festsitz aufweisen, der durch die hohe Elastizität des Materials bis zur Faltenbildung des Epithels führen kann. Silikonlinsen werden heute nur noch selten eingesetzt.¹²³

Die Eigenschaften des Materials in der Übersicht:

- Dk-Wert ca. $500 \cdot 10^{-11}$ Barrer
- flüssigkeitsundurchlässig und hydrophob
- hohe Elastizität
- hohe Reißfestigkeit
- chemisch inert
- Benetzungswinkel von 90°
- starke Neigung zu Lipidablagerungen
- hoher Pflegeaufwand

10.12.5 Silikon-Hydrogele

Silikon-Hydrogele sind Materialien, die eine Kombination aus sehr unterschiedlichen Materialkomponenten darstellen. Es wird ein Spagat zwischen dem hydrophoben Silikon und einer hydrophilen Komponente gewagt. Die ersten beiden Materialien auf dem Markt waren das Balafilcon A (FDA Name) und das Lotrafilcon A (FDA Name).

Die Grundkomponente des Balafilcon A stellt das TPVC (Tris- (Trimethylsiloxy) silypropylvinylcarbamate) dar. Es handelt sich um einen Ester der Carbaminsäure, der mit einem Siloxanbaustein verbunden ist, welcher für die Sauerstoffdurchlässigkeit sorgt. Mit Hilfe einer polaren Gruppe der Carbaminsäure ist TPVC in einem hydrophilen Monomer löslich. Dies ist die Grundvoraussetzung für die Entstehung eines homogenen Silikonhydrogels aus dem hydrophoben Siloxan und einem Hydrogel. Das Lotrafilcon A basiert auf dem Polydimethylsiloxan (PDMS), welches zusätzlich mit einer Fluorkomponente verwebt wird. Es nutzt die Eigenschaft des Fluors, Sauerstoff zu lösen, zur Erhöhung der Sauerstoffdurchlässigkeit. Silikonhydrogele besitzen sehr hohe Dk-Werte und einen größeren E-Modul als klassische Hydrogelmateriale. Der erhöhte Modulus der Linsen führte bei den Silikonhydrogelen erster Generation vermehrt zu mechanischen Störungen des Epithels. Das Wasser im Hydrogel wird als Weichmacher eingesetzt und soll die Benetzbarkeit verbessern. Im Vergleich zu herkömmlichen Hydrogelen ist der Wasseranteil im Material aber sehr gering. Der Vorteil davon ist eine Verringerung der Austrocknung und damit eine hohe Parameterstabilität während des Tragens. Der Hydrogelanteil im Gemisch reicht jedoch für eine ausreichende Benetzung nicht aus. Aus diesem Grund müssen Silikonhydrogele zusätzlich oberflächenmodifiziert (Beschuss mit ionisiertem Gas) werden. Ohne Oberflächenmodifikation würden diese Materialien eine sehr schlechte Benetzbarkeit und eine hohe Ablagerungsneigung für Lipide und Lysozym zeigen. Mit Hilfe der Oberflächenmodifikation wird die Benetzbarkeit verbessert und die Ablagerungsneigung verringert. Grundsätzlich zeigen Silikonhydrogele eher die Oberflächeneigenschaften formstabiler Kontaktlinsen als Hydrogele. Im Gegensatz zu den HEMA-Copolymeren ist die Sauerstoffdurchlässigkeit bei Silikonhydrogelen indirekt proportional zum Wassergehalt. Je mehr Wasser das Gemisch enthält, umso geringer wird der Dk-Wert. Die Verbindung aus hydrophober und hydrophiler Komponente wird erreicht, indem ein hydrophiles Netzwerk mit einem hydrophoben Netzwerk verwoben wird.¹²³

Aufgrund ihrer besonderen Materialeigenschaften können Silikonhydrogele für die folgenden Anpassfälle sehr gut eingesetzt werden:

- Erhöhung der Tragezeit
- gelegentliches über Nacht Tragen
- Erhöhung des Tragekomfort (bei Trockenheit)
- existierende Neovaskularisation der Cornea oder limbale Injektion
- trockene Augen
- Verbandslinse
- verbessertes Handling aufgrund der höheren Materialstabilität

11 Berechnung von neuartigen DOE auf Kontaktlinsen

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Berechnungen für die optimalen optischen Parameter diffraktiv wirkender optischer Elemente zur Anwendung am menschlichen Auge durchgeführt. Hierbei wurden zunächst die Positionen der Zonen einer Fresnelschen Zonenplatte für bestimmte augenoptisch relevante Referenzentfernungen berechnet. Anschließend sind darauf basierend Berechnungen für die optimale Verteilung der Lochpositionen und –größen von Photonensieben durchgeführt worden. Eine Gruppe wurde dabei nach klassischem Muster berechnet, wobei der Ringaufbau in der Abbildungsintensität einer Rechteckfunktion entspricht. In der menschlichen Wahrnehmung können aufgrund der dadurch auftretenden Nebenmaxima störende Geisterbilder auftreten, die dann den Kontrast mindern. Daher wurde zusätzlich eine andere Gruppe an Photonensieben konstruiert, bei denen über die Ausgangsstruktur eine Weberfunktion gelegt wurde. Dies führt zu einer weitgehenden Unterdrückung der Nebenmaxima und somit zu klareren Bildern.

Die verschiedenen Daten wurden dann mittels Elektronenstrahlolithographie auf entsprechenden Trägermedien fertigungstechnisch umgesetzt. Dazu wurden zum Vergleich Siliziumwafer, Quarzglasplatten und formstabile Kontaktlinsen genutzt. Letztere stellen den praktisch relevanten Fall zum Einsatz am menschlichen Auge dar. Die Fertigung auf den Kontaktlinsen erwies sich als die größte Herausforderung, da die Oberfläche gekrümmt ist und das Material nichtleitende Eigenschaften hat.

Die verwendeten Kontaktlinsen hatten die auf der folgenden Seite beschriebenen Parameter.

Hersteller:	Jenalens Kontaktlinsen Technologie GmbH
Produktname:	Jenalens Beta (ES)
Durchmesser:	9.30 mm
Radius der Frontfläche:	7.45 mm
Radius der Rückfläche:	7.80 mm
Numerische Exzentrizität:	0.45
Mittendicke:	0.70 mm
Höhe (Scheiteltiefe + Mittendicke):	1.70 mm
Scheitelbrechwert:	+ 3.00 Dioptrien

Da diffraktive optische Elemente über eine nicht unerhebliche Dispersion, also wellenlängenabhängige Brechkräfte verfügen, wurde zusätzlich eine entsprechend für diesen Bereich, zum Einsatz im polychromatischen Licht, optimierte Zonenplatte mit segmentierten Ringelementen konstruiert und gefertigt.

11.1 Allgemeines zu Kalkulation und Design

Für die Kalkulation von Position, Größe und Anzahl der Fresnelschen Zonen sind die zusätzlich zum Grunddesign der Kontaktlinse zu realisierende Dioptrieleistung, damit impliziert also die zweite Systembrennweite, und der nutzbare Durchmesser der Eintrittspupille des Auges zu beachten. Sollen alle diffraktiven Zonen zur Geltung kommen, dürfen sie nicht außerhalb der Pupille des Auges liegen. Für die Kalkulation konnte die in Abschnitt 7.2.2 am Beispiel der Phasen-Zonenplatte besprochene Herleitung der Zonendurchmesser verwendet werden. Die für die Berechnung relevanten Formeln sind:

$$\rho_1 = \sqrt{2\lambda \cdot f}$$

sowie:

$$\rho_n = \sqrt{n} \cdot \rho_1$$

wobei ρ_1 die Höhe der ersten Zone und ρ_n die Höhe der n -ten Zone ist.

Der Konstruktion der Zonenhöhe ρ der Ringelemente liegen, wie im Kapitel 7.2.2 ab Seite 113 abgeleitet, die Wellenlänge λ und die Brennweite f , sowie aufgrund der gebogenen Oberfläche der Kontaktlinse ebenfalls die Scheiteltiefe s und der Krümmungsradius r zugrunde. In folgender Abbildung sind diese Daten dargestellt.

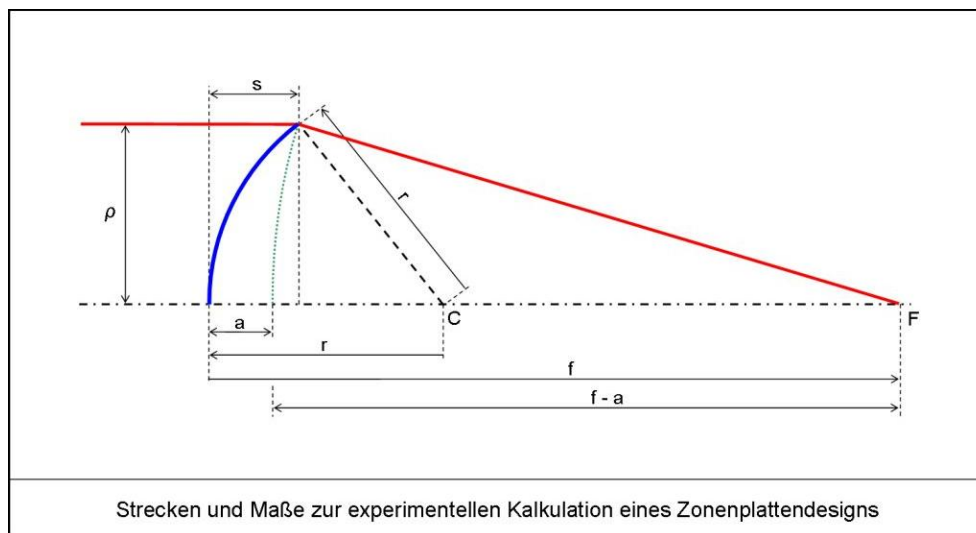


Abb. 49: Die Grafik zeigt die Basismaße zur Konstruktion einer Zonenplatte auf einer gekrümmten Oberfläche, wie sie bei einer Kontaktlinse vorhanden ist. Dargestellt ist ein Zonenelement oberhalb der optischen Achse. (vergleiche Jin⁵²)

11.2 Berechnung eines Referenzdesigns zur Presbyopiekorrektur

Für die Berechnung der Größe und Lage der Zonen wurde davon ausgegangen, dass die Brennweite f , der zusätzlich für die Nähe benötigten Optik, im Falle von völliger Akkommodationslosigkeit 333 mm beträgt. Das entspricht +3.00 Dioptrien. Als Referenzwellenlänge λ zur Kalkulation wird 555 nm verwendet, weil an dieser Stelle das Empfindlichkeitsmaximum des visuellen Systems unter photopischen Bedingungen liegt. Die auftretende Dispersion aufgrund unterschiedlicher Brechwerte für verschiedene Wellenlängen kann vernachlässigt werden, weil sie zum einen nicht sehr hoch ausfällt und zu anderen de facto von der entgegengesetzten chromatischen Aberration des Durchschnittsauges kompensiert wird (siehe Abschnitt 7.3). In diesem Fall wurde ein Nahzonendesign gewählt, das einen Durchmesser von knapp 3.5 mm aufweist. Die Zonendaten sind wie folgt:

Zone	Formel	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]
1	$\rho_1 = \sqrt{f \cdot 2\lambda} = \sqrt{(333 \text{ mm} \cdot 0.0011 \text{ mm})} = 0.6083 \text{ mm}$	0.6083	1.2166
2	$\rho_2 = \sqrt{2} \cdot \rho_1 = 1.414 \cdot 0.6052 \text{ mm} = 0.8602 \text{ mm}$	0.8602	1.7205
3	$\rho_3 = \sqrt{3} \cdot \rho_1 = 1.732 \cdot 0.6052 \text{ mm} = 1.0536 \text{ mm}$	1.5036	2.1071
4	$\rho_4 = \sqrt{4} \cdot \rho_1 = 2.000 \cdot 0.6052 \text{ mm} = 1.2166 \text{ mm}$	1.2166	2.4331
5	$\rho_5 = \sqrt{5} \cdot \rho_1 = 2.236 \cdot 0.6052 \text{ mm} = 1.3601 \text{ mm}$	1.3601	2.7203
6	$\rho_6 = \sqrt{6} \cdot \rho_1 = 2.450 \cdot 0.6052 \text{ mm} = 1.4900 \text{ mm}$	1.4900	2.9799
7	$\rho_7 = \sqrt{7} \cdot \rho_1 = 2.646 \cdot 0.6052 \text{ mm} = 1.6093 \text{ mm}$	1.6093	3.2187
8	$\rho_8 = \sqrt{8} \cdot \rho_1 = 2.828 \cdot 0.6052 \text{ mm} = 1.7205 \text{ mm}$	1.7205	3.4409

Der prinzipielle Aufbau eines solchen Ringdesigns auf einer formstabilen Kontaktlinse im Durchmesser 9.3 mm ist in der nachfolgenden Abbildung gezeigt.

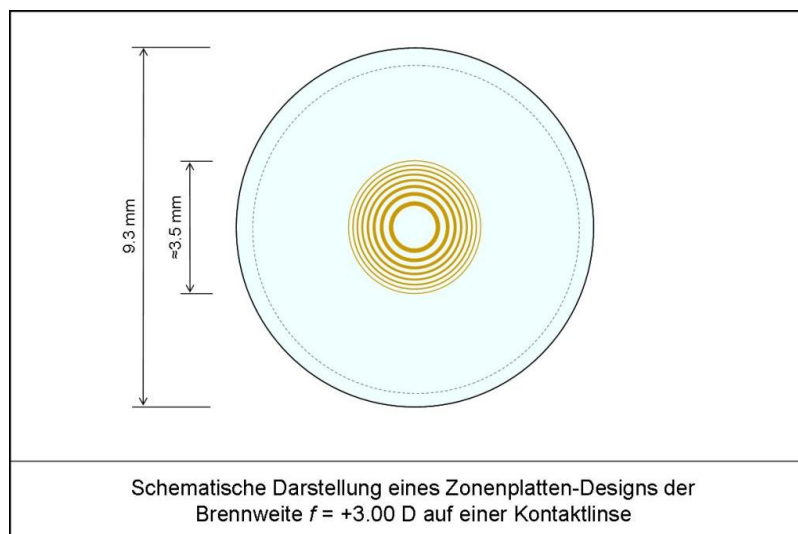


Abb. 50: Die Abbildung zeigt maßstabsgetreu eine formstabile Kontaktlinse in Frontalansicht. Zentrisch auf der Vorderfläche ist das Zonenplattendesign mit einer Brennweite von 333 mm, bestehend aus 8 Ringen jeweils gleicher Fläche, zu sehen.

11.3 Berechnung abgestufter Basisdesigns zur Presbypiekorrektur

Da auch Fälle auftreten können, in denen die Akkommodation nur teilweise eingeschränkt ist, wurden Musterrechnungen für die Zonenaufbauten für

Brennweiten von 1000, 666, 500 und 400 mm durchgeführt. Die entsprechenden Brechkraften sind +1.00, +1.50, +2.00, und 2.50 Dioptrien. Dabei ist zu beachten, dass sich die Pupillengröße beim Nahsehen verringert, was eigentlich einen Einfluss auf die nutzbaren Zonendurchmesser hat. Das Alter des Menschen, was in einem direkt proportionalen Zusammenhang mit der Verringerung der Akkommodationsfähigkeit steht, wirkt sich genauso auf den Pupillendurchmesser aus. Die Pupillendurchmesser jüngerer Menschen sind etwas größer und die Amplitude der Durchmesseränderung ist größer. Diese Daten für die verschiedenen erforderlichen Brennweiten sind in den folgenden Tabellen angegeben.

Brechkraft: +1.00 D, Brennweite: 1000 mm Durchmesser der Referenzpupille: 5.00 mm			Brechkraft: +1.50 D, Brennweite: 666 mm Durchmesser der Referenzpupille: 4.00 mm		
Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]	Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]
1	1.0536	2.1071	1	0.8602	1.7205
2	1.4900	2.9799	2	1.2166	2.4331
3	1.8248	3.6497	3	1.4900	2.9799
4	2.1071	4.2143	4	1.7205	3.4409
5	2.3558	4.7117	5	1.9235	3.8471
6	2.5807	5.1614	6	2.1071	4.2143
7	2.7875	5.5749	7	2.2760	4.5519
8	2.9799	5.9599	8	2.4331	4.8662
9	3.1607	6.3214	9	2.5807	5.1614

Brechkraft: +2.00 D, Brennweite: 500 mm Durchmesser der Referenzpupille: 3.50 mm			Brechkraft: +2.50 D, Brennweite: 400 mm Durchmesser der Referenzpupille: 3.00 mm		
Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]	Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]
1	0.7450	1.4900	1	0.6663	1.3327
2	1.0536	2.1071	2	0.9423	1.8847
3	1.2903	2.5807	3	1.1541	2.3082
4	1.4900	2.9799	4	1.3327	2.6653
5	1.6658	3.3317	5	1.4900	2.9799
6	1.8248	3.6497	6	1.6322	3.2644
7	1.9710	3.9421	7	1.7630	3.5259
8	2.1071	4.2143	8	1.8847	3.7694
9	2.2349	4.4699	9	1.9990	3.9980

In den Tabellen wurde der maximal nutzbare Pupillendurchmesser jeweils mit angegeben. Die äußerste Ringzone der dazu konstruierten Zonenplatte wurde in jedem Fall etwa 1 mm größer konstruiert. Hierfür gibt es einen Grund, der im folgenden Abschnitt besprochen wird.

11.4 Auswirkung der Pupillenform auf die optische Abbildung

Wie in Abschnitt 11 beschrieben, weist das Bild einer Zonenplatte Nebenmaxima auf, die den Kontrast mindern können und für die Wahrnehmung von Geisterbildern sorgen. Während man bei technischen Anwendungen eine Dämpfung dieser Störungen durch die Implementierung einer Weberfunktion in die Konstruktion der Ringstrukturen erreicht, kann man beim Auge davon ausgehen, dass die Formung und Struktur des Pupillenrandsaumes einen ähnlichen Effekt bewirkt. Ist der Zonendurchmesser größer konstruiert als der jeweilige Pupillendurchmesser, wird die Abbildung so auf natürliche Weise nach außen hin gedämpft.⁶⁶

Die folgende Abbildung zeigt stark vergrößerte Ausschnitte des Pupillenrandsaumes anhand dessen sich die peripher dämpfenden Eigenschaften sehr gut ableiten lassen. Zu erkennen ist die wellenartige Struktur und die am Randbereich doppelt dicke Absorptionsschicht bedingt durch den Umschlag des Pigmentblattes der Iris.

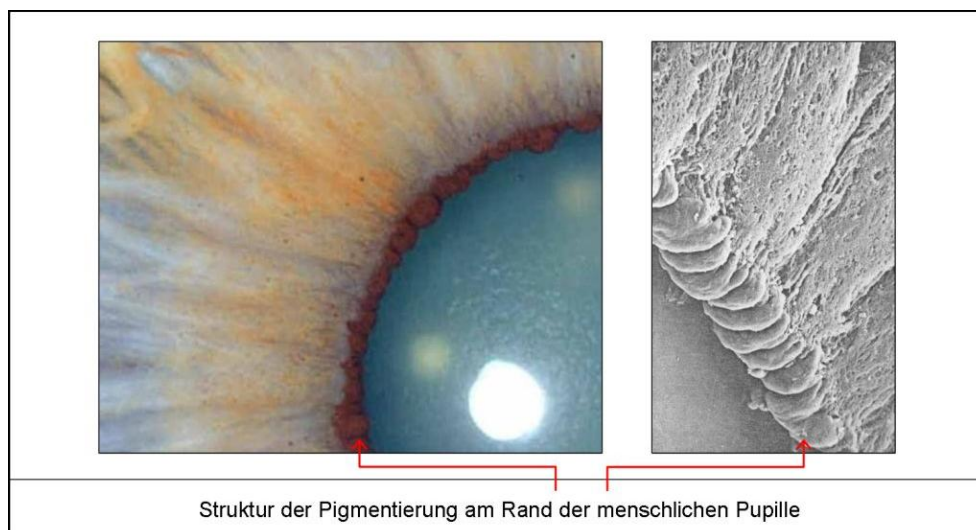


Abb. 51: Grafiken zur Darstellung der Struktur des Pupillarsaumes. Im linken Bild ist ein Segment der Regenbogenhaut mit dahinter liegender Augenlinse zu sehen. Zu beachten ist die Strukturierung des pigmentierten Randbereiches. Diese ist in der rechten Abbildung perspektivisch und vergrößert dargestellt. Sie wirkt als natürliche Apodisationsoptik.¹⁰⁵

Um die wirklichen Beugungsfiguren auf der Netzhaut zu berechnen (eine fehlerfreie Optik vorausgesetzt) wurde die Pupille eines Probanden mit einer Spaltlampe aufgenommen. Dann wurde das jeweilige Beugungsbild für eine als perfekt rund angenommene Pupille und die wirkliche Pupillenrandform mit ihren natürlichen Unregelmäßigkeiten berechnet. Die Bilder sind auf den nachfolgenden Seiten dargestellt.



Abb. 52: Die Abbildung zeigt den Ausschnitt einer Regenbogenhaut mit Pupille, die mittels Grafikprogramm als gleichmäßig rund nachgezeichnet wurde.

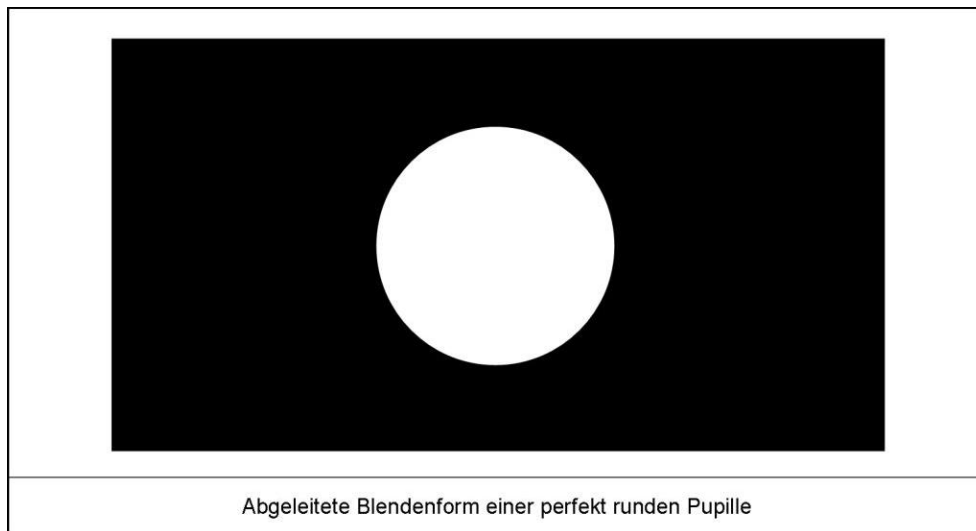


Abb. 53: Die Grafik zeigt die reine Form der Blende im Strahlengang aus Abbildung 52.

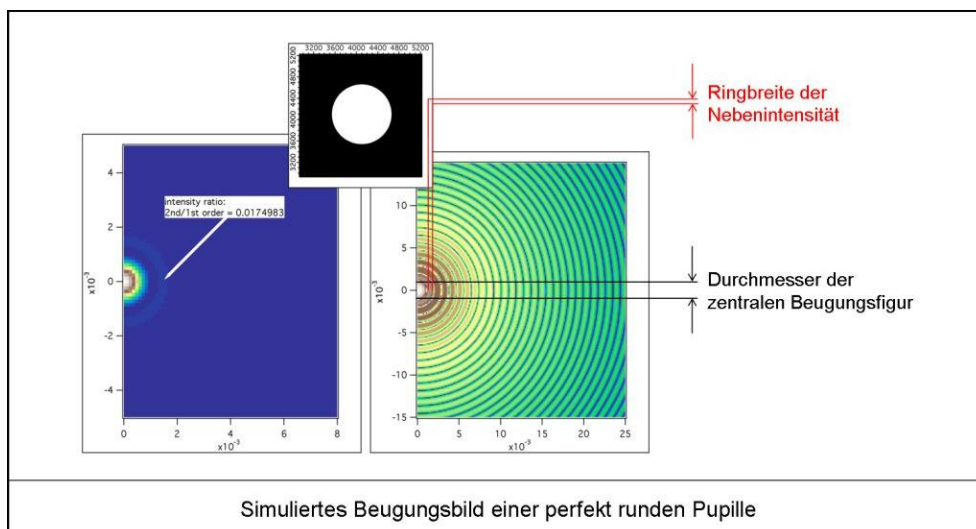
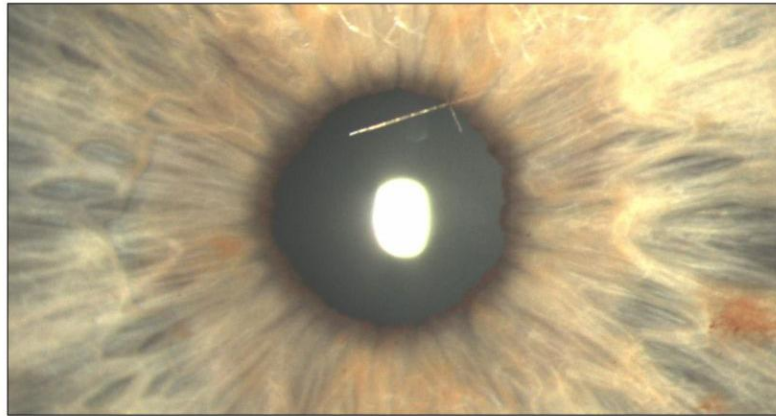


Abb. 54: Intensität und Beugungsbild der Blende. Die regelmäßigen Beugungsringe können aufgrund von Aliasing im visuellen System zu unerwünschten Effekten in der Wahrnehmung führen. Die Konstruktion der Beugungsfigur erfolgte durch Dr. Kalläne⁵³



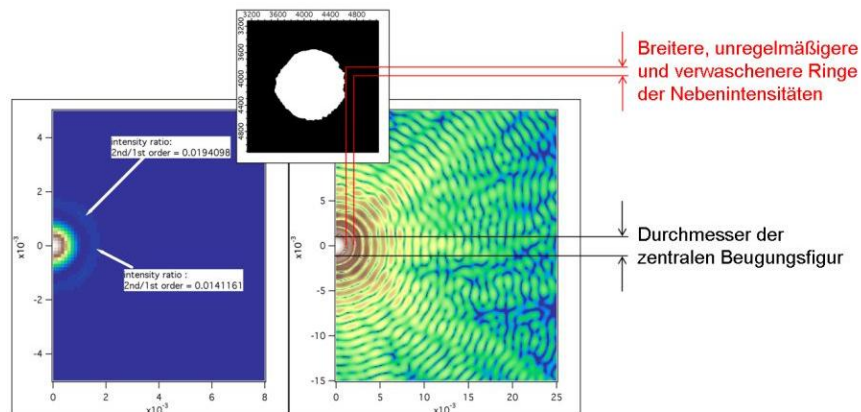
Wirkliche Form der Pupille eines rechten menschlichen Auges

Abb. 55: Die Abbildung zeigt den Ausschnitt einer Regenbogenhaut mit Pupille. Zu erkennen ist die natürlicherweise unregelmäßige Form der Pupille



Wirkliche Blendenform der menschlichen Pupille

Abb. 56: Die Grafik zeigt die reine Form der Blende im Strahlengang aus Abbildung 55.



Simuliertes Beugungsbild einer realen menschlichen Pupille

Abb. 57: Intensität und Beugungsbild der Blende. Die unregelmäßige Beugungsfigur entsteht aufgrund der Pupillenrandform. Bezüglich des Aliasing ist das im visuellen System von Vorteil. Die Konstruktion der Beugungsfigur erfolgte durch Dr. Kalläne⁵³

11.4.1 Kontinuität der optischen Abbildung

Die menschliche Pupille weist eine kontinuierliche leichte Schwankung des Durchmessers, genannt Hippus, auf. Diese tritt aufgrund der zentralnervösen Aktivierung auf. Die Oszillation kann in zwei Hauptgruppen unterteilt werden. Erstens lange Wellen von durchschnittlich 4 bis 40 Sekunden Dauer und einer Amplitude von 0.5 mm. Zweitens überlagerte schnelle Oszillationen von 0.5 bis 0.1 Sekunden Dauer und Amplituden von 0.1 bis 0.3 mm.⁵⁶

Da die Randstrukturen der Pupille mit den Kreisringstrukturen der Zonenplatte als Blende optisch interagieren, kann man davon ausgehen, dass im Bereich des Pupillarsaumes eine deutliche prozentuale Reduktion der abbildenden Ringwirkung auftritt. Gleichzeitig variiert der in das Auge einfallende Lichtstrom. Näherungsweise lässt sich dies über die, im Folgenden gezeigte, einfache Formel zur Berechnung des Kreisflächeninhaltes darstellen.

$$A = \frac{\pi}{4} \cdot D^2$$

Verringert sich der Pupillendurchmesser beispielsweise von 6 mm auf 3 mm, wird der Lichtstrom um den Faktor 4 reduziert.

Eigentlich müsste dies zu einer deutlich wahrnehmbaren Veränderung der Bildhelligkeit führen, was in der Praxis aber nicht der Fall ist. Zwar verändert sich die physikalisch messbare Bildhelligkeit auf der Netzhaut, jedoch sorgen Ausgleichsmechanismen im Rahmen der Netzhautadaptation dafür, dass das Bild als konstant hell wahrgenommen wird.

11.4.2 Erforderliche Genauigkeit der optischen Abbildung

Die Ausgleichs- und Auflösungsmechanismen der Netzhaut spielen eine bedeutende Rolle in der Wahrnehmung. Wie gezeigt, kann der Pupillenrandform eine gewisse dämpfende Wirkung, im Sinne einer Weberfunktion, zur Reduktion der Wahrnehmung von Nebenintensitäten zugeschrieben werden. Die folgenden Bilder wurden im Rahmen dieser Arbeit gemacht. Sie zeigen Aufnahmen einer Pupille und die daraus abgeleiteten beugungsrelevanten Intensitätsverteilungen auf der Netzhaut. Dabei wurde die Pupille im ersten Schritt als exakt rundes Element

vereinfacht, so wie es für viele technisch-optische Anwendungen, z. B. bei der Aberrometrie, gemacht wird. Im zweiten Schritt wurde die Abbildung auf Basis der natürlicherweise unregelmäßigen Form der Pupille berechnet. Auf den ersten Blick erscheint letztere als die ungünstigere, weil unsymmetrischere und verwaschenerere Abbildung. Bei genauerer Betrachtung, gibt es jedoch gute Gründe, warum dies einen Vorteil in der optischen Auswertung des visuellen Systems darstellt. Eine Begründung dafür liefert das Nyquist-Shannon-Theorem, dessen Bedeutung im folgenden Abschnitt 11.4.3 kurz besprochen wird.

11.4.3 Das Nyquist-Shannon-Theorem

Das Nyquist-Shannon-Theorem ist ein grundlegendes Theorem der Nachrichtentechnik, Signalverarbeitung und Informationstheorie. Es besagt, dass ein kontinuierliches, bandbegrenztetes Signal, mit einer Minimalfrequenz von 0 Hz und einer bestimmten Maximalfrequenz, mit einer Frequenz abgetastet werden muss, die größer als der doppelte Betrag der Maximalfrequenz ist, damit man aus dem so erhaltenen zeitdiskreten Signal das Ursprungssignal ohne Informationsverlust rekonstruieren und beliebig genau approximieren kann. Die entsprechende Nyquist-Frequenz kann als $\frac{1}{2}$ -mal der Abtastfrequenz betrachtet werden. Bezogen auf die Informationsverarbeitung des visuellen Systems liefert das die Begründung, warum die Auflösung der Netzhautelemente immer entsprechend höher als die dazugehörige Optik sein sollte. Mit Blick auf den Abstand der Photorezeptoren der Netzhaut ist dies in den folgenden Abbildungen dargestellt.

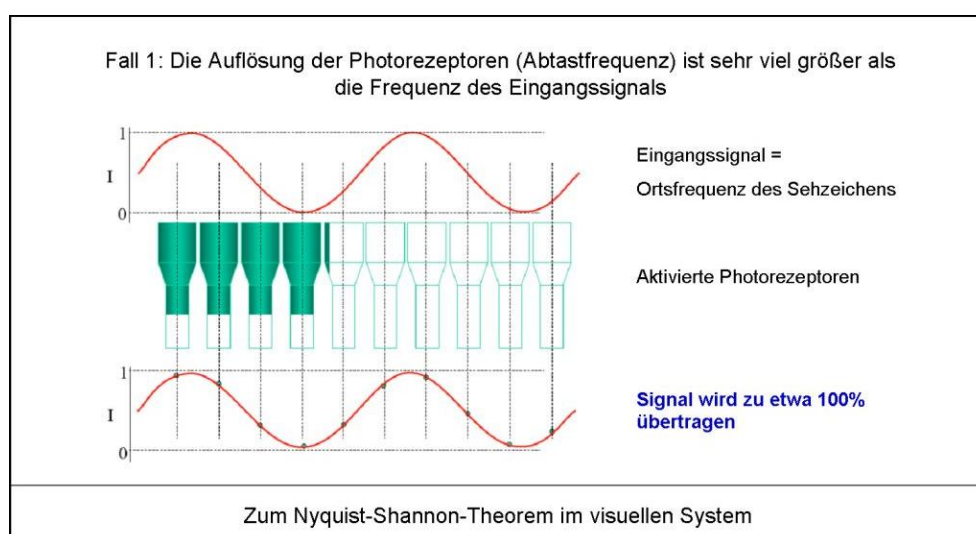


Abb. 58: Die Abbildung zeigt ein sinusförmiges Signal als optischen Stimulus für die Photorezeptoren. Die Auflösungsgrenze der Photorezeptoren ist bei weitem nicht erreicht. Dies entspricht einer Standardsituation im täglichen Leben. Dargestellt ist die Signalübertragung im visuellen System¹¹⁰

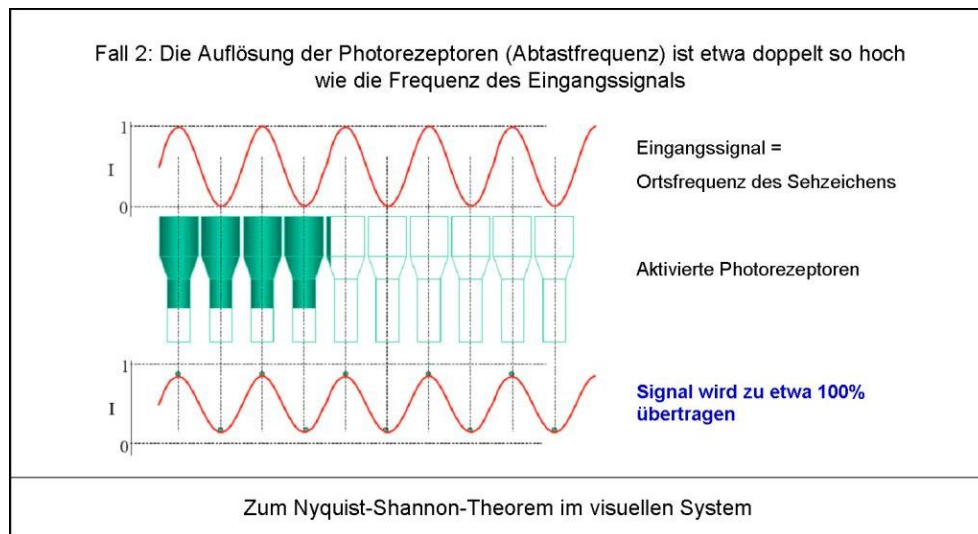


Abb. 59: Das visuelle Objekt wird feiner strukturiert, seine Stimulationsfrequenz wird höher. Dadurch wird die Sehanforderung größer. Noch ist die Auflösungsgrenze der Photorezeptoren nicht erreicht.¹¹⁰

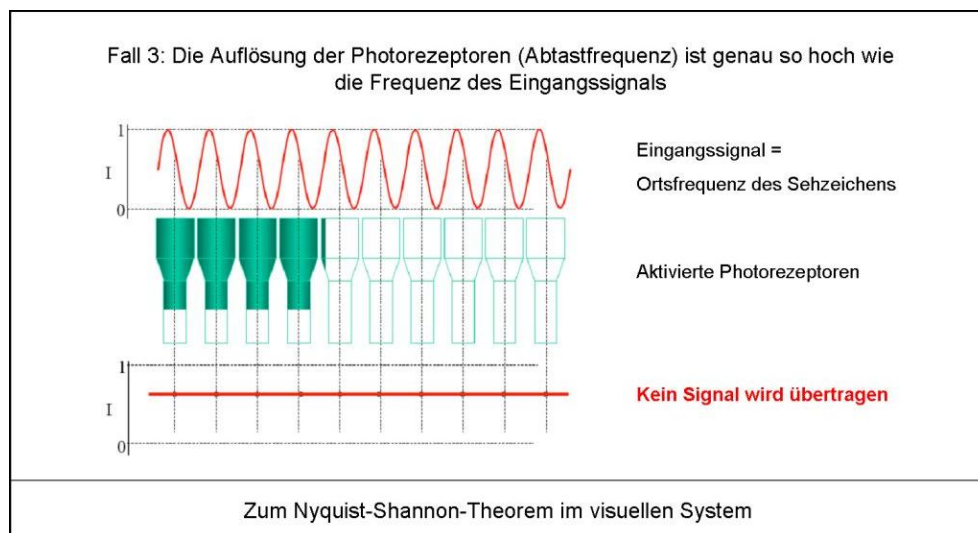


Abb. 60: Das Objekt wird jetzt so fein strukturiert, dass die Auflösungsgrenze der Photorezeptoren erreicht ist. In der Wahrnehmung wird das Signal komplett unterdrückt.¹¹⁰

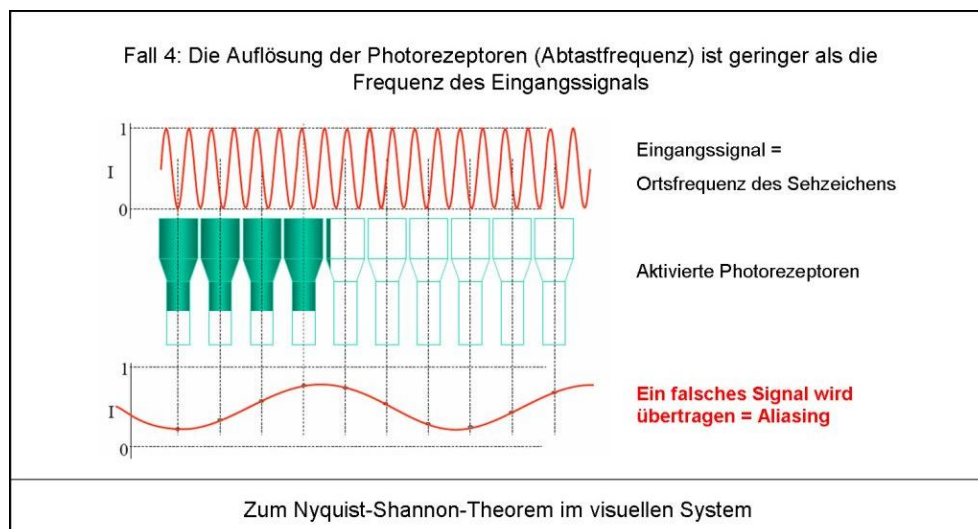


Abb. 61: Bei Steigerung der Sehanforderung über die Auflösungsgrenze der Photorezeptoren hinaus wird ein fehlerhaftes Signal übertragen.¹¹⁰

Die Erzeugung feiner und regelmäßig kreisförmiger Nebenintensitäten, wie sie im Rahmen der Beugung an perfekt runden Elementen auftreten, würde somit zur Wahrnehmung von Störbildern führen. Ein Effekt, der als Aliasing bekannt ist und mit Blick auf das visuelle System im Abschnitt 11.4.4 betrachtet wird. Sind die Strukturen entsprechend groß, begrenzt die natürliche Form der menschlichen Pupille diesen Effekt. Sind sie klein, so ist es ratsam, die störenden Nebenintensitäten gezielt zu unterdrücken. Photonensiebe stellen hierzu, wie von Kipp et al gezeigt, eine sehr gute Option dar. Dies ist ein Grund, warum sie als diffraktive optische Elemente im Bereich des visuellen Systems Anwendung finden sollten und einem einfachen Zonenplattendesign vorzuziehen sind.

11.4.4 Aliasing des visuellen Systems

Als Aliasing-Effekte werden Fehler bezeichnet, die durch bei Nichteinhaltung des Nyquist-Shannon-Theorems beim Abtasten von Signalen auftreten.

Treten Aliasing-Effekte bei der Abtastung von Bildern auf, so kommt es zu Mustern, die im Originalbild nicht enthalten sind. In der Nachrichten- und Informationstechnik wird das Eingangssignal zur Vermeidung von Aliasing durch einen Tiefpass gefiltert. Als ein solcher Tiefpassfilter können beim visuellen System die natürliche „schlechte“ Optik des Auges, sowie die unregelmäßige Pupillenform betrachtet werden.^{5, 119} Welchen Einfluss eine Verletzung dieser Gegebenheiten auf die visuelle Wahrnehmung hat, zeigt die nachfolgende Abbildung.

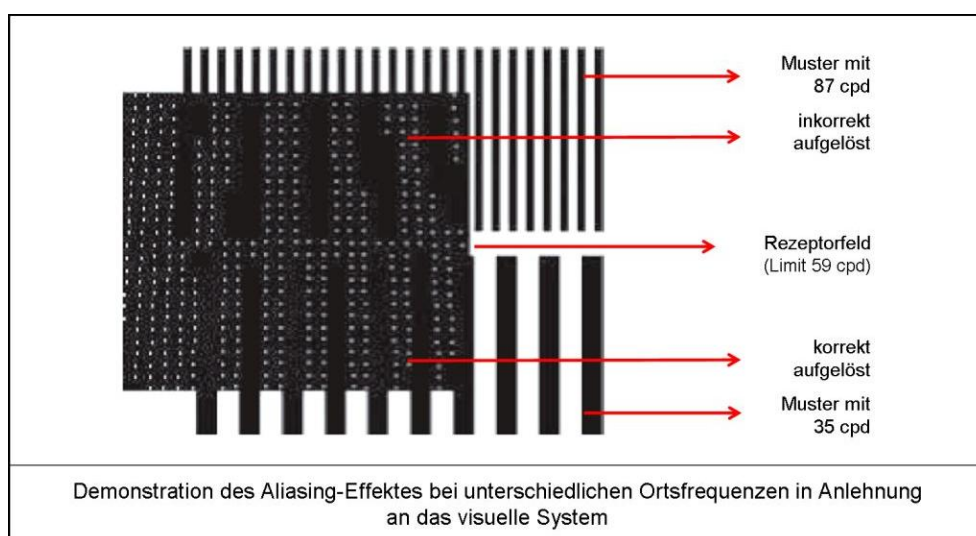


Abb. 62: Die Grafik zeigt, dass ein visueller Musterstimulus, der feiner als die Auflösung der Photorezeptoren ist, zu einer fehlerhaften Bildinformation führt.¹¹⁰ Die maximale Auflösung der Netzhautelemente ist im Allgemeinen gegenüber der optimalen Einstellung der beteiligten optischen Elemente um den Faktor 2 höher.

In Bezug auf die Photorezeptoren der Netzhaut des menschlichen Auges lässt sich das Aliasing folgendermaßen darstellen.

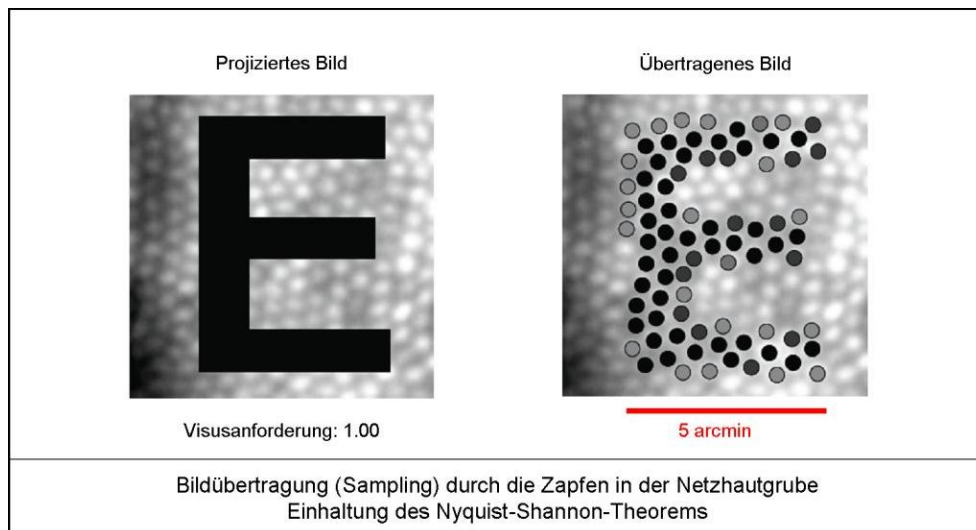


Abb. 63: Die Grafik zeigt die Netzhautelemente mit stimulierendem Sehzeichen. Da die Auflösung der Photorezeptoren höher ist als die Anforderung aufgrund der Sehzeichenstrukturen, wird das Sehzeichen korrekt übertragen.¹¹⁰

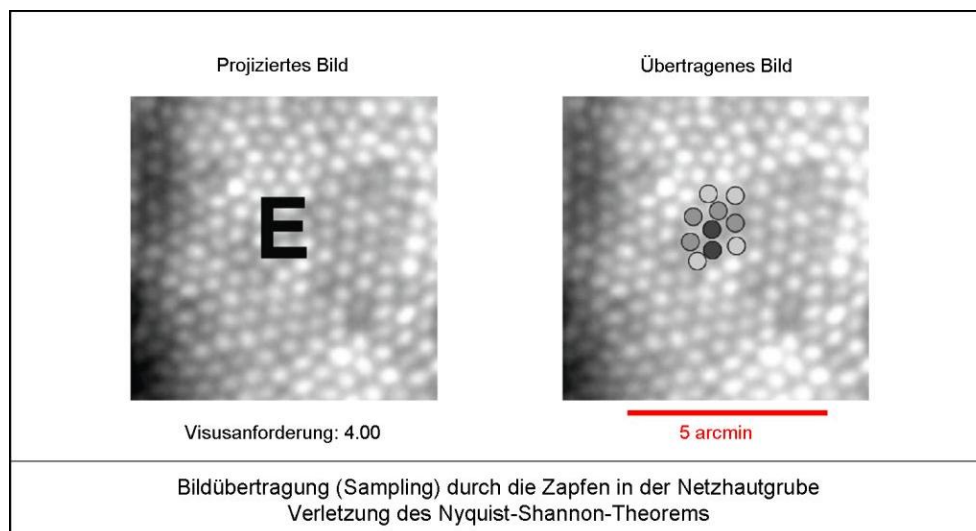


Abb. 64: Die Auflösungsgrenze der Photorezeptoren ist überschritten. Obwohl das Sehzeichen klar auf der Netzhaut abgebildet wird, kommt keine korrekte visuelle Wahrnehmung zustande.¹¹⁰

Es ist bei der Fertigung von optischen Strukturen daher eine Vermeidung ungewollter Aliasing-Effekte zu beachten. Photonensiebe stellen hierzu eine sehr gute Option dar.

11.5 Berechnung zweier Designs zur Myopiekontrolle

11.5.1 Design zur akkommodativen Unterstützung

Wie im Abschnitt 7.5 besprochen, kann ein multifokaler Aufbau hilfreich im Rahmen der Myopiekontrolle sein. Eine solche Kontaktlinse würde unter anderem die Akkommodation der nicht alterssichtigen Anwender entlasten, bzw. unterstützen. Akkommodation und Konvergenz, also das Gegeneinanderdrehen beider Augen sind eng miteinander verknüpft. Bei vielen kurzsichtigen Menschen liegt hier eine leichte Diskrepanz vor. Die Augen sind auf den richtigen Punkt eingeschwenkt, jedoch ist das Bild nicht ganz klar eingestellt. Es liegt ein hohes Akkommodationsdefizit vor. Hier möchte man nicht zusätzlich störend, sondern regulativ eingreifen. Daher ist nur eine geringe Zusatzkorrektion sinnvoll. Die folgende Tabelle zeigt ein Design für eine Zonenplattenkonstruktion, dem eine Brennweite von 1333 mm, bzw. eine Brechkraft von +0.75 Dioptrien zugrunde liegt. Um die Optik stabil zu halten, wird ein etwas größerer Durchmesser von insgesamt 10.00 mm gewählt.

Brechkraft: +0.75 D, Brennweite: 1333 mm					
Maximal möglicher Durchmesser der Optikzone: 9.40 mm					
(Gesamtdurchmesser Kontaktlinse = 10 mm abzüglich 2 x 0.30 mm für den Randbereich)					
Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]	Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]
1	1.155	2.309	10	3.651	7.302
2	1.633	3.266	11	3.829	7.659
3	2.000	4.000	12	4.000	8.000
4	2.309	4.618	13	4.163	8.326
5	2.582	5.163	14	4.320	8.640
6	2.828	5.656	15	4.472	8.943
7	3.055	6.109	16	4.618	9.237
8	3.266	6.531	17	4.760	9.521
9	3.464	6.927	18	4.898	9.797

11.5.2 Design zur ausschließlichen Änderung der peripheren Abbildung

Die einzigen derzeit zur Myopiekontrolle aktiv eingesetzten Kontaktlinsen werden im Rahmen der Orthokeratologie angewendet (siehe Abschnitt 5.2.1). Dabei wird die Hornhaut durch das Tragen der Linse zentral gezielt abgeflacht. Aufgrund des entstehenden Hornhautprofils stellt sich als Nebeneffekt eine starke Myopisierung des Auges im Bereich der peripheren Netzhaut auf. Dieser Aspekt, lange Zeit als notwendiges Übel der Korrektur in Kauf genommen, ist mittlerweile insbesondere durch die Arbeiten von Smith et al als potenter Faktor zur Myopiekontrolle identifiziert worden.¹⁰¹

Meistens wird in diesen Fällen der Myopiekontrolle eine verhältnismäßig große Kontaktlinse im Durchmesser von 10.40 mm angepasst. Ein gutes Beispiel ist hier die Orthokeratologielinse KSI der Firma Jenalens Kontaktlinsen Technologie, die tagsüber getragen wird, die Hornhaut definiert abflacht und somit eine Myopisierung in der Peripherie der Netzhaut erzeugt. Die normale Zentraloptikzone der Kontaktlinse hat hier einen Durchmesser von 5.6 mm, danach beginnt bis zum Rand hin die myopisierende Zone, die sich in der optischen Abbildung für die Netzhaut parazentral und peripher auswirkt. Da die menschliche Hornhaut, wie im Kapitel 2.1.2 besprochen, ein Gewebe mit viskoelastischen Eigenschaften ist und das Vorhandensein der Hornhauthysterese beim Verfahren der Orthokeratologie aktiv genutzt wird, hält der Effekt für mehrere Stunden nach Absetzen der Linse an. Das Profil der verwendeten Kontaktlinsenrückfläche wird jedoch nicht ganz genau auf die Hornhaut übertragen, sondern die hornhautspezifische auf Emmetropie justierte zentrale Optikzone kann mit 4.50 mm angenommen werden. Dann folgt die von der Kontaktlinse übertragene myopisierende Zone. Im Falle der Jenalens KSI beträgt die in diesem Bereich konzentrierte Wirkung immer +2.00 Dioptrien.

Die Abbildung auf der folgenden Seite zeigt die entsprechenden Zonen auf einer menschlichen Hornhaut nach Anwendung der Orthokeratologie.

Brechkraft: +2.00 D, Brennweite: 500 mm					
Minimal möglicher Durchmesser der Optikzone: 4.5 mm					
Maximal möglicher Durchmesser der Optikzone: 9.50 mm					
Nicht zu fertigende Zonen: 1 bis 9					
Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]	Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]
1	0.7450	1.4900	21	3.4139	6.8279
2	1.0536	2.1071	22	3.4943	6.9886
3	1.2903	2.5807	23	3.5728	7.1456
4	1.4900	2.9799	24	3.6497	7.2993
5	1.6658	3.3317	25	3.7249	7.4498
6	1.8248	3.6497	26	3.7987	7.5974
7	1.9710	3.9421	27	3.8710	7.7421
8	2.1071	4.2143	28	3.9421	7.8842
9	2.2349	4.4699	29	4.0119	8.0237
10	2.3558	4.7117	30	4.0804	8.1609
11	2.4708	4.9417	31	4.1479	8.2958
12	2.5807	5.1614	32	4.2143	8.4285
13	2.6861	5.3722	33	4.2796	8.5592
14	2.7875	5.5749	34	4.3440	8.6879
15	2.8853	5.7706	35	4.4074	8.8148
16	2.9799	5.9599	36	4.4699	8.9398
17	3.0716	6.1433	37	4.5316	9.0631
18	3.1607	6.3214	38	4.5924	9.1848
19	3.2473	6.4946	39	4.6524	9.3048
20	3.3317	6.6633	40	4.7117	9.4234

Das so konstruierte Design der Zonenplatte ist in der folgenden Abbildung dargestellt. Die Ringe 1 bis 9 wurden ausgespart. Da die Anordnung der Löcher eines adäquat wirkenden Photonensiebes aus der Zonenplattenkonstruktion abgeleitet werden können, ist auch das dieser Korrektionswirkung entsprechende Photonensieb abgebildet.

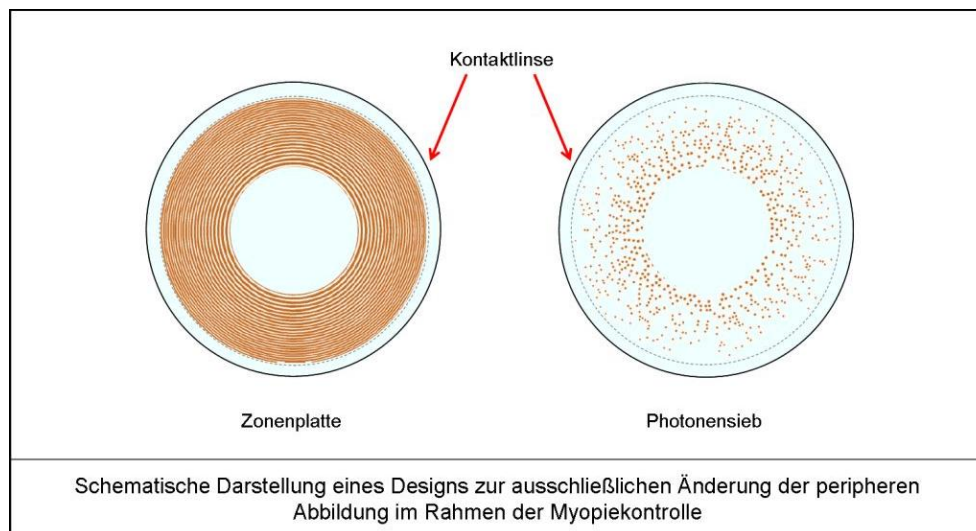


Abb. 66: Modifizierte Zonenplatte (links) und modifiziertes Photonensieb (rechts) auf einer Kontaktlinse (maßstabsgetreu). Der zentrale Bereich der eigentlichen Konstruktion wurde ausgespart. Die zusätzliche Wirkung der DOE entfaltet sich exklusiv in der Peripherie der Kontaktlinse. Die optischen Eigenschaften ähneln denen einer Hornhaut nach Anwendung der Orthokeratologie. Das Basis-Photonensieb entstammt der Konstruktion von Dr. Kalläne.⁵³

11.6 Berechnung eines Designs zur Anwendung bei Keratokonus

Prinzipiell gleicht eine formstabile Kontaktlinse durch ihre regelmäßige Frontfläche, sowie die Unterspülung mit Tränenflüssigkeit, einen großen Teil der irregulären Wirkung der am Keratokonus erkrankten Hornhaut aus. Wie im Abschnitt 5.4.3 gezeigt, kommt es jedoch gelegentlich zu einem geringen Restfehler in Form von Coma oder Astigmatismus, der sich mit einem klassischen Design der Kontaktlinsenoberfläche nicht vollständig ausgleichen lässt. Die Applikation diffraktiver optischer Strukturen könnte hier einen Ausgleich ermöglichen. Voraussetzungen für eine entsprechend erfolgreiche Korrektur sind:

1. genaue Kenntnis über die Art, den Betrag und die Lokalisation des Restfehlers
2. ein stabiler, nahezu unbeweglicher, Sitz der Kontaktlinse nach Applikation

Der erste Punkt kann über eine Messung mit Aberrometrie erfüllt werden. Dabei wird

eine Wellenfrontmessung der Gesamtoptik des Auges durchgeführt. Entsprechende Instrumente sind derzeit zwar recht kostenintensiv, es ist jedoch zu erwarten, dass sie in den nächsten Jahren verstärkt im Bereich der Augenheilkunde und Augenoptik eingesetzt werden. Auch die Hornhauttopographie, die schon seit vielen Jahren Standard bei den Untersuchungstechniken ist, kann hier gute Auskunft liefern. Sie ermittelt zwar nicht den Gesamtoptikfehler, wie die Aberrometrie, jedoch ist über die gemessenen topographischen Veränderungen der Hornhautoberfläche ein Rückschluss auf den Optikfehler möglich. Eine entsprechende Analysefunktion ist in der Software der meisten Videokeratographen vorhanden. Der zweite Punkt ist in seiner Umsetzung am ehesten mithilfe einer so genannten grenzlimbalen Kontaktlinse zu realisieren. Diese Linsen haben von Natur aus einen relativ großen Gesamtdurchmesser, so dass sie fast so groß wie die Hornhaut sind. In den letzten Jahren sind diese Linsen recht gut ausgereift, was in diesem Fall genutzt werden kann. Zur optischen Umsetzung kommt am ehesten ein segmentiertes Element infrage, da sich die meistens verbleibende Coma als asymmetrischer Fehler entlang des vertikalen Meridians der Hornhaut darstellt. Aufgrund der Grundkorrektur über die Kontaktlinse kann davon ausgegangen werden, dass nur ein dioptrisch geringer Fehler auftritt. In der folgenden Musterrechnung wird von einem Segmentfehler von -1.00 Dioptrie ausgegangen, der im oberen Quadranten der Hornhaut lokalisiert ist. Die Korrektur über die Kontaktlinse hat positionsgleich, aber mathematisch entgegengesetzt zu erfolgen. Als Ausgangspunkt wird die Mitte der Kontaktlinse angenommen, als Position für das letzte Ringsegment eine Zonenhöhe $p = 4.75$ mm.

Brennkraft: +1.00 D, Brennweite: 1000 mm					
Maximal möglicher Durchmesser der Optikzone: 9.50 mm ($p = 4.75$ mm)					
Segment	ρ [mm]	Segment	ρ [mm]	Segment	ρ [mm]
1	1.0536	8	2.9799	15	4.0804
2	1.4900	9	3.1607	16	4.2143
3	1.8248	10	3.3317	17	4.3440
4	2.1071	11	3.4943	18	4.4699
5	2.3558	12	3.6497	19	4.5924
6	2.5807	13	3.7987	20	4.7117
7	2.7875	14	3.9421		

Die folgende Abbildung zeigt eine entsprechend segmentierte Zonenplatte, sowie eine Photonensiebstruktur schematisch auf.

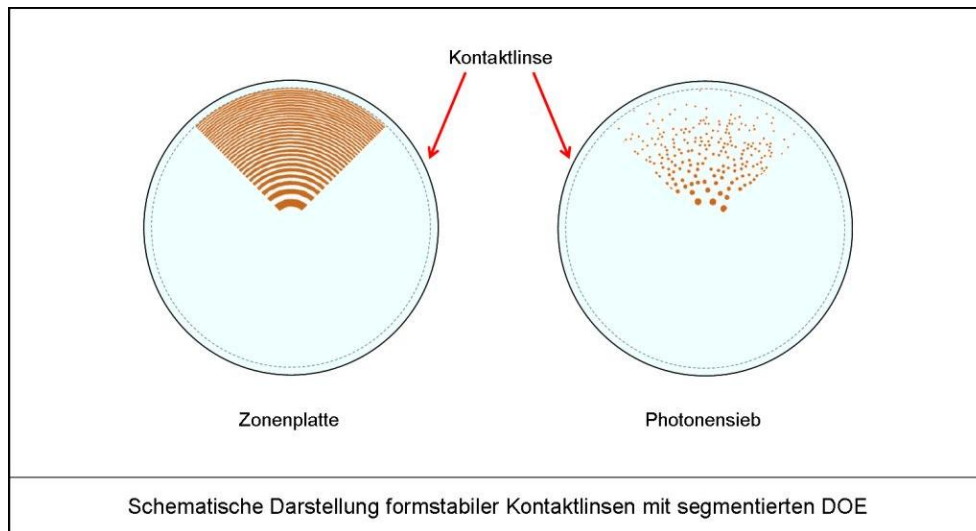


Abb. 67: Modifizierte Segmente von Zonenplatte (links) und Photonensieb (rechts) auf einer Kontaktlinse (maßstabsgetreu). Von der eigentlichen Konstruktion ist lediglich der obere Quadrant erhalten, hier entfaltet sich die zusätzliche Wirkung der DOE. Zur Reduktion des Rest-Comafehlers (hier vertikal) ist ein solches Design geeignet. Die Kontaktlinse muss über geeignete Massnahmen, z.B. ein Prisma, auf dem Auge stabilisiert werden um ein Verdrehen der Optik beim Lidschlag zu verhindern. Das Basis-Photonensieb entstammt der Konstruktion von Dr. Kalläne.⁵³

Zu erkennen sind die harten Übergänge an den Rändern der Ringsegmente der Zonenplatte. Bei Bewegung der Kontaktlinse auf dem Auge würde dies zu einer wahrnehmbaren Störung des Seheindrucks führen. Daher ist in diesem Fall eine Konstruktion und Fertigung als Photonensiebstruktur mit einer zugrunde liegenden Weberfunktion zu empfehlen. Zugleich muss sichergestellt werden, dass sich die Kontaktlinse nicht ungewollt verdrehen kann, damit die Optik immer optimal zentriert bleibt. Gelöst werden kann dieses durch geeignete Stabilisierungszonen (z. B. Prismenballast), wie sie bei astigmatischen Kontaktlinsen im allgemeinen zur Anwendung kommt.

11.7 Spezielle Konstruktion eines Designs zur Fertigung mit dem FEI Helios Instrument

Aufgrund der verfügbaren Schreibfeldgröße des ESL Instrumentes mussten alle Zonen auf einer Fläche von 1 mm² untergebracht werden. Da es sich im Rahmen dieser Arbeit um die Erprobung der prinzipiellen Eignung der Elektronenstahlithographie zur Fertigung diffraktiver optischer Strukturen auf Kontaktlinsen handelt, wurde das Design der Zonen der oben gegebenen Fläche angepasst. Dabei entsteht sogar ein Vorteil. Die fertigungstechnische Qualität einer kleineren Struktur muss sehr hoch sein, mit anderen Worten: wenn das Prinzip hier gut funktioniert, dann geht es mit größeren Strukturen erst recht.

Es wurde daher eine zu realisierende Brennweite f von 7.51 mm gewählt, was es ermöglichte, auf der kleinen Schreibfeldgröße 30 Ringe unterzubringen. Als Referenzwellenlänge λ diente ebenfalls 555 nm.

Die daraus resultierenden Zonendaten sind wie folgt:

Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]	Zone	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]
1	0.0913	0.1826	16	0.3652	0.7304
2	0.1291	0.2582	17	0.3764	0.7529
3	0.1581	0.3163	18	0.3874	0.7747
4	0.1826	0.3652	19	0.3980	0.7960
5	0.2042	0.4083	20	0.4083	0.8166
6	0.2236	0.4473	21	0.4184	0.8368
7	0.2416	0.4831	22	0.4282	0.8565
8	0.2582	0.5165	23	0.4379	0.8757
9	0.2739	0.5478	24	0.4473	0.8946
10	0.2887	0.5774	25	0.4565	0.9130
11	0.3028	0.6056	26	0.4656	0.9311
12	0.3163	0.6326	27	0.4744	0.9488
13	0.3292	0.6584	28	0.4831	0.9663
14	0.3416	0.6832	29	0.4917	0.9834
15	0.3536	0.7072	30	0.5001	1.0002

Die Kalkulation der Photonensiebstrukturen erfolgte auf dieser Basis mithilfe eines gesonderten Computerprogramms, bei dem die Löcher auf die Positionen der Ringe

verteilt wurden. Diese Berechnungen wurden durch Dr. Matthias Kalläne am IEAP der Universität Kiel durchgeführt. Zum einen wurde exakt entsprechend der Zonenplattenkonstruktion die Verteilung als Rechteckfunktion vorgenommen, zum anderen wurden die Löcher mit nach außen hin abnehmender Anzahl, repräsentiert durch eine Weberfunktion, angeordnet. Eine Abbildung der daraus resultierenden Maskendesigns ist im Kapitel 8.1 Photonensiebtechnologie auf Seite 126 gezeigt. Gefertigt wurde wegen der besseren Abbildungseigenschaften das Photonensieb mit der Verteilung gemäß Weberfunktion. Die folgenden Abbildungen zeigen die Größenverhältnisse der applizierten DOE im Verhältnis zum Durchmesser der refraktiv-optischen Zone formstabiler Kontaktlinse.

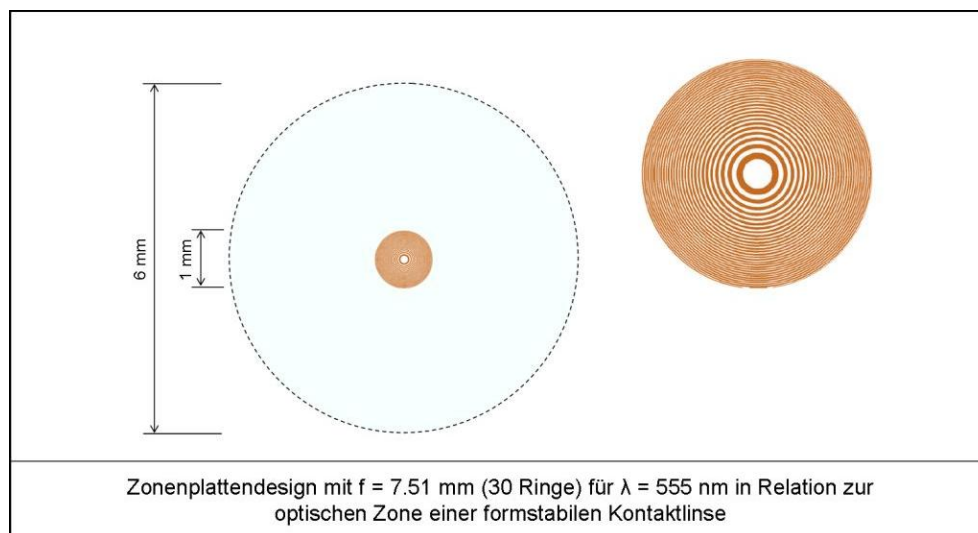


Abb. 68: Die Grafik zeigt das experimentelle Design der Zonenplatte mit 30 Ringen und 7.51 mm Brennweite, die zentrisch auf der Optikzone einer formstabilen Kontaktlinse angebracht ist. Die Zonenplatte hat einen Durchmesser von 1 mm.

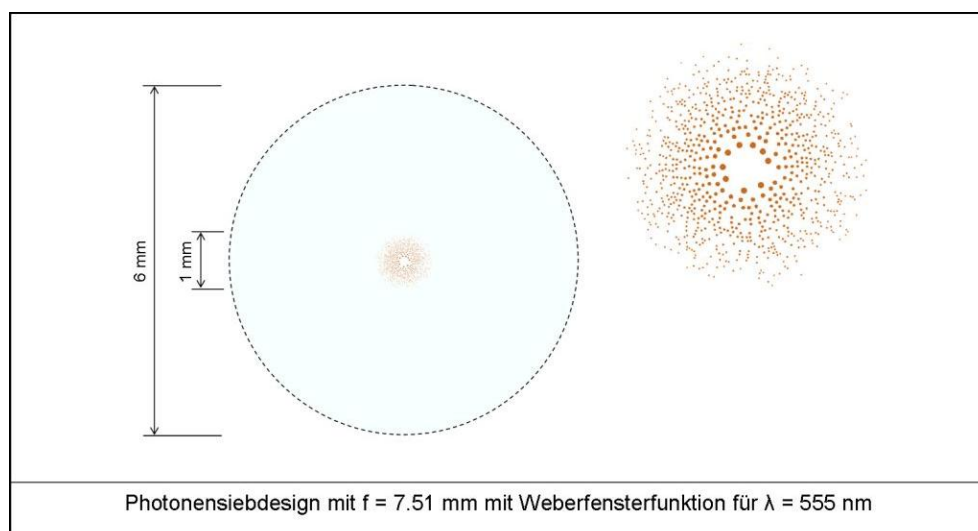


Abb. 69: Diese Grafik zeigt das Photonensieb (Design Dr. Kalläne⁵³), das auf dem Zonenplattendesign aus Abbildung 68 basiert und die gleiche Brennweite aufweist.

11.8 Konstruktion einer wellenlängenoptimierten Zonenplatte zur Fertigung mit dem FEI Helios Instrument

Aus den vorangegangenen Berechnungen ist zu entnehmen, dass Zonenplatten und Photonensiebe ein nennenswertes Maß an Chromatischer Aberration aufweisen. Auch das menschliche Auge weist eine nahezu gleich große, aber entgegengesetzte Chromatische Aberration auf, so dass sich im Idealfall beide zu Null kompensieren können. Ob jedoch diese Zu-Null-Korrektion erstrebenswert ist, wird wissenschaftlich diskutiert. Es gibt Vermutungen, dass die Chromatische Aberration des Auges als neurologisch-optischer Steuermechanismus fungiert, deren Ausgleich Nachteile mit sich bringen könnte. Folgt man dieser Argumentation, wäre es günstig, wenn eine zusätzliche Optik möglichst wenig damit interferiert.

Aus diesem Grunde wurde ein zweites Maskendesign für eine Fresnelsche Zonenplatte entworfen, dem eine Korrektionsstrategie für die Chromatische Aberration zugrunde liegt.

Bei den Berechnungen wurde davon ausgegangen, dass das menschliche Auge unter photopischen Bedingungen eine maximale Sensitivität für drei spezifische Wellenlängen hat, die durch die drei verschiedenen Typen an zapfenförmigen Photorezeptoren bedingt sind. Diese Wellenlängen sind:

- $\lambda = 420 \text{ nm}$... (blau)
- $\lambda = 535 \text{ nm}$... (grün)
- $\lambda = 565 \text{ nm}$... (rot)

Dazu wurde die Zonenplatte zunächst in drei Hauptbereiche unterteilt. Jeder Bereich dient zur Fokussierung jeweils einer der Wellenlängen. Aufgrund der Fertigung mit dem FEI Helios Instrument, wurde auch hier als gemeinsame Brennweite für alle Wellenlängen $f = 7.51 \text{ mm}$ verwendet.

Die daraus resultierenden Zonendaten sind in der Tabelle auf der folgenden Seite angegeben.

Zone	Bereich 1: $\lambda = 420 \text{ nm} \dots (\text{blau})$		Bereich 2: $\lambda = 535 \text{ nm} \dots (\text{grün})$		Bereich 3: $\lambda = 565 \text{ nm} \dots (\text{rot})$	
	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]	ρ [mm]	\varnothing Zone [mm]
1	0.0794	0.1589	0.0896	0.1793	0.0921	0.1842
2	0.1123	0.2247	0.1268	0.2536	0.1303	0.2606
3	0.1376	0.2751	0.1553	0.3105	0.1596	0.3191
4	0.1589	0.3177	0.1792	0.3586	0.1842	0.3685
5	0.1776	0.3552	0.2010	0.4009	0.2060	0.4120
6	0.1946	0.3891	0.2196	0.4392	0.2257	0.4513
7	0.2101	0.4203	0.2372	0.4743	0.2437	0.4875
8	0.2247	0.4493	0.2536	0.5071	0.2606	0.5211
9	0.2383	0.4766	0.2689	0.5379	0.2764	0.5527
10	0.2512	0.5023	0.2835	0.5670	0.2913	0.5826
11	0.2634	0.5269	0.2973	0.5946	0.3055	0.6111
12	0.2751	0.5503	0.3105	0.6211	0.3191	0.6382
13	0.2864	0.5728	0.3232	0.6464	0.3322	0.6643
14	0.2972	0.5944	0.3354	0.6708	0.3447	0.6894
15	0.3076	0.6152	0.3472	0.6944	0.3568	0.7136
16	0.3177	0.6354	0.3586	0.7171	0.3685	0.7370
17	0.3275	0.6550	0.3696	0.7392	0.3800	0.7600
18	0.3370	0.6740	0.3803	0.7606	0.3908	0.7817
19	0.3462	0.6924	0.3907	0.7815	0.4016	0.8031
20	0.3552	0.7104	0.4009	0.8018	0.4120	0.8240
21	0.3640	0.7280	0.4108	0.8216	0.4222	0.8443
22	0.3725	0.7451	0.4205	0.8409	0.4321	0.8642
23	0.3809	0.7618	0.4299	0.8598	0.4418	0.8836
24	0.3891	0.7782	0.4392	0.8783	0.4513	0.9026
25	0.3971	0.7943	0.4482	0.8964	0.4606	0.9212
26	0.4050	0.8100	0.4571	0.9142	0.4697	0.9395
27	0.4127	0.8254	0.4658	0.9316	0.4787	0.9574
28	0.4203	0.8406	0.4743	0.9487	0.4875	0.9749
29	0.4277	0.8554	0.4827	0.9655	0.4961	0.9922
30	0.4350	0.8701	0.4910	0.9820	0.5046	1.0091

Im Anschluss an diese Berechnungen wurde die gesamte Fläche der Zonenplatte in zwölf gleich große Kreissegmente unterteilt. Jedem der Segmente wurde die Ringstruktur für eine Referenzwellenlänge zugewiesen. Die Aufteilung der Segmente auf die Zonenplatte wurde so gewählt, dass jedes Segment zwei Nachbarsegmente bekam, die für jeweils eine andere Wellenlänge optimiert wurden.

Der Grundgedanke dieser Segmentierung ist, dass durch den unterschiedlichen Aufbau der Segmente die Symmetrie der Ringstrukturen der Zonenplatte unterbrochen wird und somit die Wirkung der Nebenmaxima unterdrückt werden kann.

Die folgende Abbildung zeigt den entsprechenden konstruierten Aufbau der wellenlängenlängenoptimierten Zonenplatte.

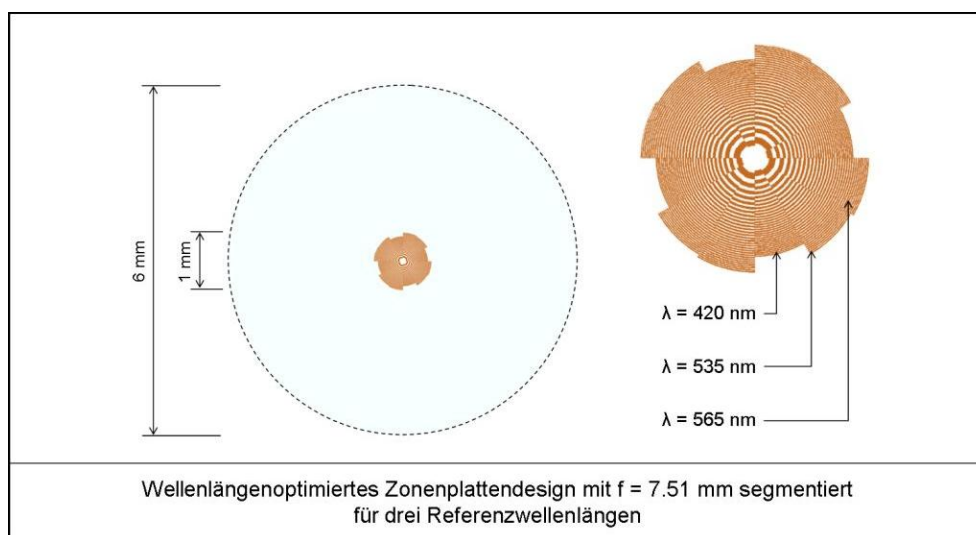


Abb. 70: In der Abbildung ist eine segmentierte Zonenplatte auf der Optikzone einer formstabilen Kontaktlinse dargestellt. Dieses Design gleicht die Dispersion für die drei primären Wellenlängen 420, 535 und 565 nm sektoriell aus. Diese Wellenlängen wurden gewählt, da sie den Maximalempfindlichkeiten der drei Zapfentypen in der menschlichen Netzhaut entsprechen. (vergl. auch Jin⁵²)

12 Experimentelle Fertigung von neuartigen DOE auf Kontaktlinsen

Die experimentelle Fertigung der diffraktiven optischen Elemente gliederte sich in drei Teile auf.

- 1) Analyse der Kontaktlinsenoberfläche unter dem AFM
- 2) Anfertigung von photographischen Filmen als Maske für UV-Lithographie
- 3) Erzeugung von DOE mittels ESL auf flachen Substraten und Kontaktlinsen

12.1 Oberflächenanalyse der Kontaktlinsen mit dem AFM

Um die Oberflächenqualität und die prinzipielle Eignung als Träger der diffraktiven optischen Struktur zu prüfen, wurden die durch die Firma Jenalens vorgefertigten Kontaktlinsen mit dem Rasterkraftmikroskop (Atomic-Force-Microscope, AFM) geprüft. Dabei diente die Kontaktlinse als Probe.

Bei der Messung mit dem AFM wird eine am Cantilever (Federmechanismus) befestigte nanoskopisch kleine Nadel zeilenweise in einem definierten Raster bei geringem Abstand über die Oberfläche der Probe geführt. Der Cantilever wird vom System in eine konstante Schwingung versetzt. Dieses Schwingungssignal wird mit einer Phasenverschiebung von 90° an das Anregungselement rückgekoppelt, wodurch ein geschlossener Schwingkreis entsteht. Der Cantilever schwingt unbeeinflusst durch eine Probe immer in seiner Resonanzfrequenz. In der Auswertung ist die Auslenkung gleich Null. Aufgrund der Oberflächenbeschaffenheit der Probe biegt sich die Feder des Cantilevers unterschiedlich. Verantwortlich sind hierfür die zwischen Spitze und Oberfläche wirkenden atomaren Kräfte. Anders ausgedrückt: Wenn zwischen der Spitze des Cantilevers und der Probenoberfläche Kräfte auftreten, ändert sich die Resonanzfrequenz des Cantilevers. Diese Änderung wird mit optischen Sensoren gemessen und auf einem Bildschirm als

Oberflächentopographie dargestellt. Die Auflösungsgenauigkeit des Verfahrens wird durch den Krümmungsradius der Spitzen bestimmt und lässt Maximalauflösungen von 0.1 bis 10 nm zu.

Bei den Untersuchungen konnte eine durchschnittliche Rauigkeit der Kontaktlinsenoberflächen von 14.6 nm bis 27.94 nm ermittelt werden. Sie eignen sich somit gut als Träger für diffraktive optische Elemente.

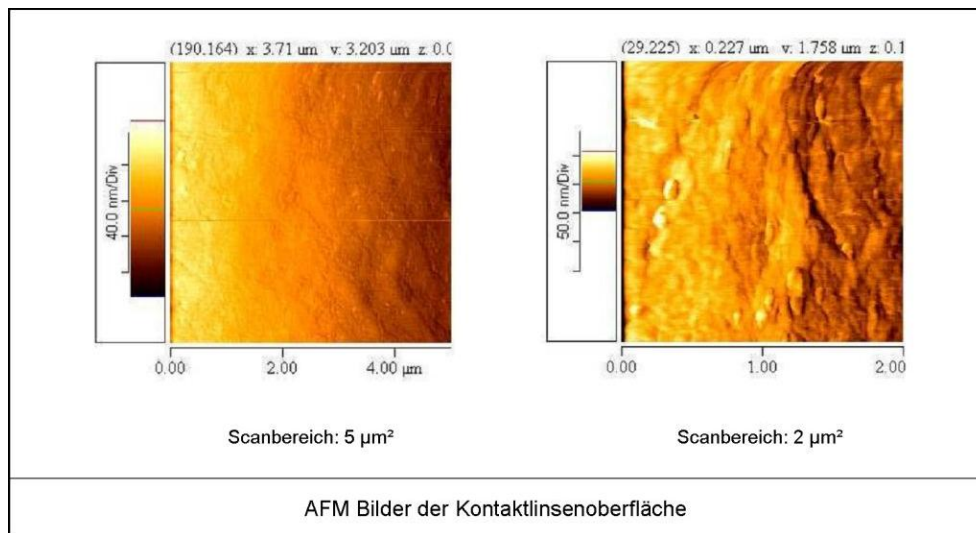


Abb. 71: Aufnahme der Oberflächenrauigkeit einer Kontaktlinse mittels Rasterkraftmikroskopie gemacht am Institut für Materialwissenschaften, Technische Fakultät Universität Kiel. (vergl. Jin⁵²)

12.2 Anfertigung von photographischen Filmen als Maske für UV-Lithographie

Da die Nutzung der UV-Lithographie ebenfalls einen guten Weg zur Erzeugung diffraktiv wirkender Strukturen darstellen kann, wurde diese Variante im Zuge der Arbeit erprobt. Die Idee ist hierbei, eine photographische Filmmaske herzustellen, die dann zur Belichtung genutzt werden kann und dabei als UV-Filter dient. Diese Option stellt gegenüber der kompletten Erzeugung mittels ESL eine kostengünstigere und zeitsparendere Variante dar. Die grundsätzliche Frage war hierbei, ob die Auflösung eines mit einem Muster bedruckten Filmes ausreichen würde, um die optischen Anforderungen zu erfüllen. Für die experimentelle

Anfertigung wurde ein „Diafilm Fujichrome 100“ verwendet, auf den ein Zonenplattenmuster gedruckt wurde. Als Muster wurde das Design der wellenlängenoptimierten Zonenplatte gewählt. Der Druck erfolgte durch das Grafiklabor des Computer Centers der CAU. Anschließend wurde der Film zur Entwicklung in ein Fotogeschäft gegeben. Der Film erreicht eine Auflösung von 100 Linien pro mm. Mit dem Film als Maske wurde eine UV-Lithographie durchgeführt. Dazu wurde ein UV-empfindlicher Photoresist auf einem flachen Silikonsubstrat aufgebracht. Anschließend wurde der Film auf einem Quarzglasträger fixiert und als Maske verwendet. Dann wurde die UV-Belichtung des Silikonsubstrates durch die Maske vorgenommen. Nachdem dann der Entwicklungsprozess durchgeführt worden ist, wurde das Muster unter einem Lichtmikroskop beurteilt. Die Ergebnisse sind in den beiden folgenden Abbildungen dargestellt.

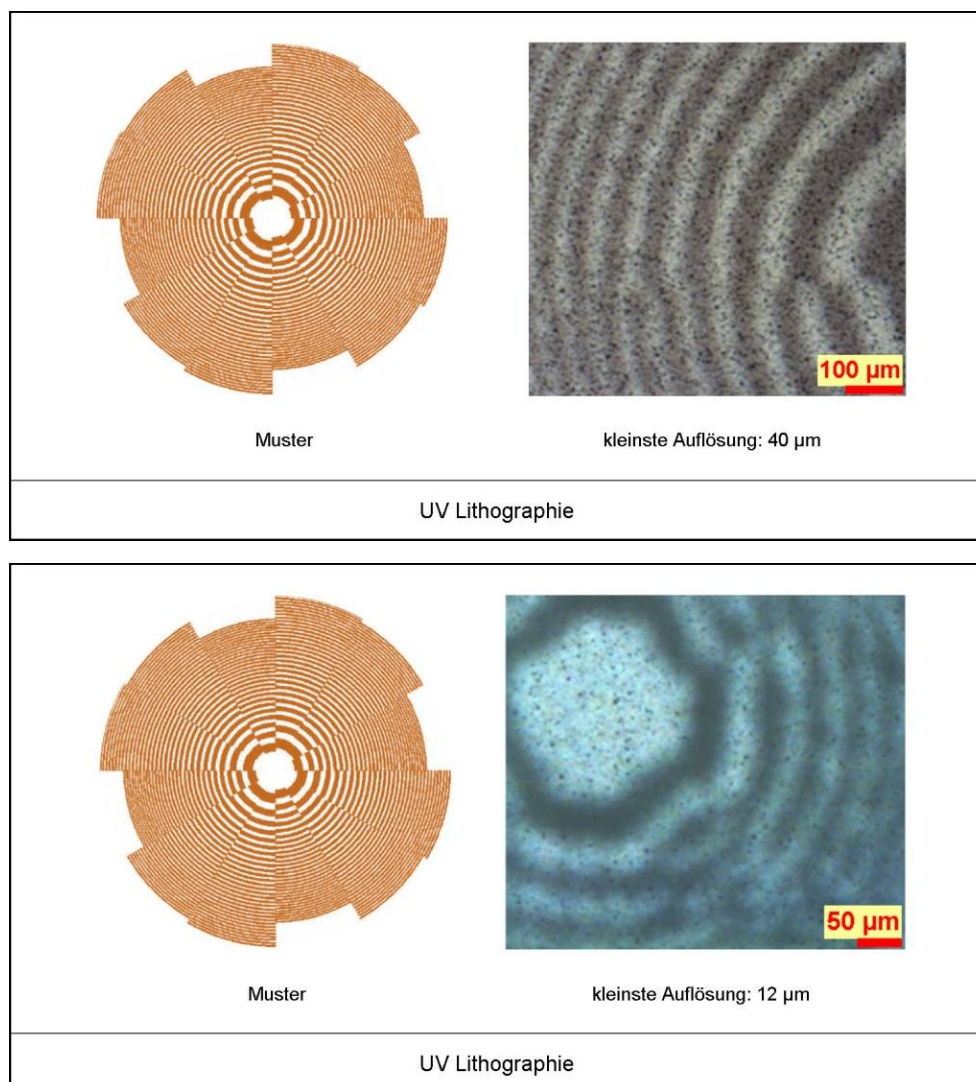


Abb. 72, 73: Aufnahmen der segmentierten Zonenplatte nach UV Lithographie. Zu erkennen ist eine suboptimale, körnige Unschärfe der diffraktiven Strukturen. (vergl. Jin⁵²)

Die relative Unschärfe der Strukturen lässt sich mit der in diesem Fall zu groben Körnung des Filmes, sowie der zu großen Entfernung zwischen Maske und Substrat erklären, die sich aufgrund eines Gerätedefektes zu diesem Zeitpunkt nicht vermeiden ließ.

12.3 Erzeugung von DOE mittels ESL auf flachen Substraten und Kontaktlinsen

Eine gute Möglichkeit, die diffraktiven Strukturen möglichst präzise auf ein Testmaterial oder eine Kontaktlinse aufbringen zu können ist, direkt darauf die Elektronenstrahlolithographie anzuwenden.

Der erste Ansatz war, einen so genannten „Lift-off“ Prozess anzuwenden, bei dem ein Muster auf dem Substrat unter Verwendung eines Opfermaterials erzeugt wird. Im Gegensatz zum traditionellen Ätzverfahren zur Mustererzeugung wird hierbei ein Materialaufbau, statt –abbau betrieben.

Zuerst wurde die Kontaktlinse mit einer 10 nm dünnen Goldschicht beschichtet, um eine unerwünschte Aufladung während der ESL zu verhindern. Anschließend wurde der Photoresist aufgetragen. Nachdem ESL und Entwicklungsprozess durchgeführt worden sind, wurde eine Titanschicht auf den strukturierten Photoresist aufgetragen. Anschließend wurde der Photoresist mittels Acetonlösung entfernt, wobei die überflüssigen Titanschichtteile automatisch mit entfernt wurden. Als das große Problem hat sich dabei aber die Beschädigung der Kontaktlinse durch die Acetonlösung erwiesen. Des Weiteren konnte die Fokussierung während der ESL nicht gut gewährleistet werden, weil sich die Oberfläche sehr stark aufgeladen hat.

Um diesen Problemen aus dem Weg zu gehen, ist anstelle des additiven Prozesses ein subtraktiver Prozess in Verbindung mit der ESL zum Einsatz gekommen. Hierbei ist das zu strukturierende Material aufgetragen worden, bevor das Muster auf den Photoresist übertagen wurde. In diesem Fall bot es sich an, eine Beschichtung zu wählen, die gleichzeitig als elektrisch leitende Oberfläche genutzt werden konnte. Gold ist das Material, was hierzu verwendet worden ist.

Die Experimente wurden mit dieser Technik erfolgreich durchgeführt. Zum Einsatz sind flache Substrate und formstabile Kontaktlinsen aus Fluor-Silikon-Acrylat gekommen (siehe Abschnitt 10.11). Die folgenden Schritte wurden nacheinander unter Reinraumbedingungen durchgeführt:

- Erstellung des Maskendesigns
- Beschichtung des Substrates mit einer Goldschicht
- Beschichtung des Substrates mit einem Photoresist
- Soft Baking
- Schreiben der Struktur
- Post Baking
- Entwicklung
- Ätzung
- Entfernung des Photolackes

Die experimentellen Schritte, sowie die dabei aufgetretenen Schwierigkeiten werden im Folgenden beschrieben.

12.3.1 Erstellung eines Maskendesigns

Diffraktive optische Elemente enthalten einige Parameter, wodurch das Design der Maske kompliziert wird. Bei Anwendung der ESL wird keine körperliche Maske gebraucht, es kann direkt strukturiert werden. Das ist ein Vorteil. Die erforderlichen Strukturmuster werden in der Software des Systems erzeugt. Diese Softwaremaske steuert als Vorlage das Schreibmuster des Elektronenstrahls. Im Rahmen dieser Arbeit ist die Software ELPHY genutzt worden, die speziell für die EBL Maschine der Firma Raith entwickelt wurde.

Allgemein übliche Datenformate wie DXF aus CAD Programmen, CIF vom California Institute of Technology und ASCII (American Standard Code for Information Interchange) können von ELPHY ebenfalls verarbeitet werden. Da das Design eines

diffraktiven optischen Elementes, bzw. eines Photenensieves im Rahmen dieser Arbeit je nach Typ 800 bis 5000 strukturelle Elemente beinhaltete, wurde auf das manuelle Eingeben dieser Werte in ELPHY verzichtet. Statt dessen wurden externe Softwareprogramme, wie MATLAB, Excel und AutoCAD verwendet. Dabei hat sich gezeigt, dass zumindest bei diesen Anwendungen die Datensätze von DXF und ELPHY nicht besonders gut kompatibel sind. Mit AutoCAD (Versionen 2009 und 2004) wurden DXF Dateien erstellt, die beim Einlesen in ELPHY GDSII Fehlermeldungen erzeugten. Das Problem liegt darin, dass die ELPHY Software nur einen Teil des DXF Formates unterstützt. Ebenfalls das CIF Datenformat ist nicht komplett kompatibel mit der ELPHY Software. Schlussendlich bot sich eine gute Lösung mittels ASCII Format. Die Daten konnten erfolgreich in die GDSII Datenbank von ELPHY geladen werden. Die Designs der diffraktiven optischen Elemente lagen durch eine Umwandlung mithilfe von Microsofts Excel und Notepad Software als Textcodes vor. Schichtmaße und Dosis konnten damit für jedes strukturelle Element variiert werden. Bei sehr komplexen Strukturen sind die Ladezeiten gelegentlich sehr lang. Zu beachten sind dabei weiterhin zwei Dinge: Erstens, dass die ELPHY Software alle numerischen Werte als Mikrometer Werte interpretiert. Die kleinste realisierbare Größe ist $0.001\ \mu\text{m}$. Das ist für die präzise Fertigung von DOE für den Einsatz im polychromatischen Bereich absolut genug. Zweitens, dass das Schreibfeld der Maschine auf eine Fläche von $1\ \text{mm}$ mal $1\ \text{mm}$ begrenzt ist. Die Auslenkung des Elektronenstrahls hat hier ihre Grenzen.

Das im Rahmen dieser Arbeit erstellte Maskendesign wurde im Zuge der Erzeugung der Profile optimiert, indem die Isotropie beim Ätzen berücksichtigt wurde (siehe Abschnitt 9.11). Es wurde dazu ein Aufmaß von $100\ \text{nm}$ in horizontaler Richtung gegeben.

12.3.2 Beschichtung des Substrates mit einer Goldschicht

Zur Anwendung auf einer Kontaktlinse muss ein Material verwendet werden, dass erstens eine optische Eignung besitzt, um entsprechend diffraktiv wirken zu können.

Hierbei ist eine möglichst hohe Absorptionsfähigkeit für Licht bei einer möglichst dünnen Schicht des Materials von entscheidender Bedeutung. Zweitens muss es hautverträglich sein, um keine Reizungen hervorzurufen. Drittens muss es eine beständige Haftung auf dem Substrat auch als dünne Schicht und unter chemischer Einwirkung des Tränenfilms, sowie mechanischer Einwirkung des Lides beim Lidschlag bieten. (Siehe Abschnitte 2.2.10 und 2.2.11) Viertens darf das Substratmaterial während des Ätzprozesses nicht beschädigt werden.

Gold ist das Material, das diese Vorzüge bietet. Durch den Ätzprozess ist das Grundmaterial der Kontaktlinse in den durchgeführten Experimenten nicht beschädigt worden. Um eine ausreichende Lichtabsorption an den opaken Ringelementen der Zonenplatte oder den opaken Strukturen des Photonensiebes zu gewährleisten, muss die Goldschicht dicker sein als die Eindringtiefe des sichtbaren Lichtes in Gold. Für eine Wellenlänge von 365 nm beträgt die Eindringtiefe in Gold 16 nm.²⁹ Unter Berücksichtigung der Oberflächenrauheit des Kontaktlinsenmaterials von etwa 30 nm, sowie der an dünnen metallischen Schichten auftretenden Dispersion des Lichtes wurde eine Beschichtungsdicke mit Gold von 50 nm bis 100 nm als ausreichend absorbierende Struktur angenommen. Zu Testzwecken wurde eine der Kontaktlinsen mit einer 10 nm dünnen Goldbeschichtung versehen. Bei der optischen Auswertung (siehe Kapitel 12.5) bestätigte sich, dass damit keine der Form des DOE entsprechende Fokussierung erreicht werden konnte.

12.3.3 Beschichtung des Substrates mit Chrom

Um Masken für die UV-Lithographie zu erzeugen, sind Platten aus Quarzglas mit Chrom beschichtet worden. Quarzglas ist im Vergleich zu einer gewölbten Kontaktlinse aus Kunststoff erheblich einfacher bei der Elektronenstrahlolithographie zu handhaben. Das Problem der Oberflächenaufladung besteht hierbei nicht. Chrom ist preiswerter als Gold, es lässt sich gut mittels Sputterdeposition auf die Quarzglasplatten bringen und eignet sich sehr gut als Beschichtungsmaterial zum Schreiben der Strukturen. Die Chromschicht besitzt sehr gute absorbierende

Eigenschaften für ultraviolettes Licht. Da die so gefertigten DOE prinzipiell lediglich als Masken für die UV-Lithographie vorgesehen sind, müssen die verwendeten Materialien nicht auf ihre besondere Eignung zur physiologischen Verträglichkeit am menschlichen Auge geprüft werden.

12.3.4 Beschichtung des Substrates mit einem Photoresist

Beschichtung von Kontaktlinsen

Bei Anwendung auf einem Kontaktlinsenmaterial ist zu beachten, dass das Baking (siehe Abschnitte 9.8 und 9.10) des aufgetragenen Photoresists keine Beschädigung des Kontaktlinsenmaterials hervorrufen darf. Daher ist der Schlüssel zur Auswahl eines geeigneten Photoresists dessen Prozesstemperatur. Diese muss in jedem Fall niedriger sein als die Schmelztemperatur des Kontaktlinsenmaterials. Bei der Angabe von technischen Daten zu ihren Materialien sind die Hersteller von Kontaktlinsenmaterialien sehr sparsam. Normalerweise sind nur der Dk-Wert als Maß der Gasdurchlässigkeit, der Benetzungswinkel und die Ritzhärte publiziert. Bei Weichlinsenmaterialien wird gelegentlich auch der Elastizitätsmodul angegeben. In den Experimenten wurde Fluor-Silikon-Acrylat verwendet. In diesem speziellen Fall handelte es sich um das Boston-ES Material der Firma Polymer Technology, Boston, USA. Die bekannten technischen Daten sind in der Tabelle auf der folgenden Seite angegeben.

Handelsname	Boston ES	(gegeben vom Hersteller)
Materialname	enflufocon A	(gegeben durch die FDA)
Materialname chemisch	Fluor-Silikon-Acrylat	
Gasdurchlässigkeit (Dk)	18	
Benetzungswinkel	52 Grad	(Blasenmethode)
Härte	118	(Rockwell R)
Spezifisches Gewicht	1.22	
Brechzahl	1.443	

Schmelztemperaturen werden nicht angegeben. Daher wurden im Rahmen der Arbeit dazu Versuche durchgeführt. Es zeigte sich, dass bei einer Temperatur von 110°C das Material weich wird und die Kontaktlinse ihre Form verliert. Der einzige verfügbare Photoresist war daher AR-N 7520.18, mit einer Prozesstemperatur von 85°C. Dieser zeichnet sich weiterhin durch eine gute Sensitivität und eine sehr hohe Auflösung von unter 30 nm aus. Daher wird er auch als höchstaflösender Resist bezeichnet. Die vom Hersteller Allresist, Strausberg, Deutschland gegebenen technischen Daten sind in der folgenden Tabelle angegeben:

Name des Resists	AR-N 7520.18	Lagertemperatur	14 – 20 °C
Eigenschaften des Resists	Negativ	E-Beam Bestrahlung	25 $\mu\text{C}/\text{cm}^2$ (20 kV Do 0.4 μm)
Feststoffgehalt	18%	Deep UV Sensitivity	$\sim 100 \text{ mJ}/\text{cm}^2$
Schichtdicke bei 4000 U/min	0.4 μm	Mid UV Sensitivity	$\sim 75 \text{ mJ}/\text{cm}^2$
Schichtdicke bei 6000–1000 U/min	0.3 – 0.8 μm		

Die Beschichtung der Kontaktlinsen mit dem Photoresist wurde mittels Spin-Coating bei 4000 U/min durchgeführt.

Die folgende Abbildung zeigt diesen Vorgang schematisch.

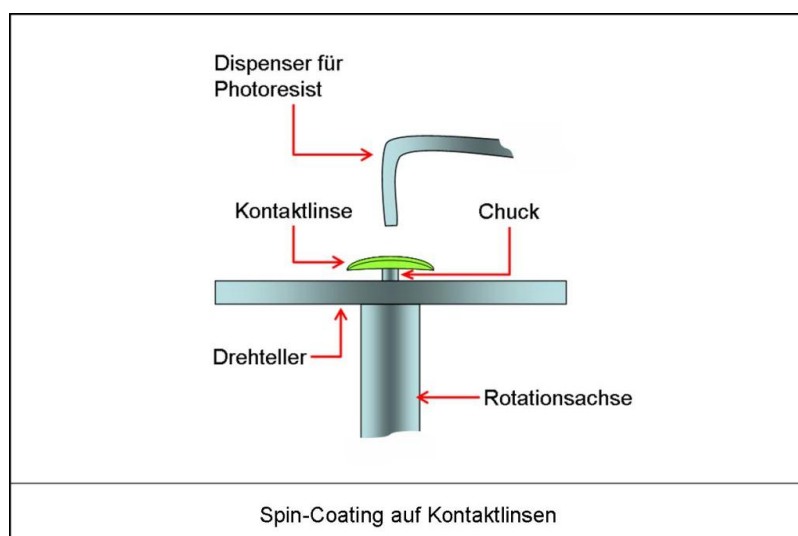


Abb. 74: Die Zeichnung zeigt den schematischen Aufbau für die Beschichtung der Kontaktlinse mit dem Photoresist mittels Spin Coating.

Beschichtung der Quarzglasplatten

Für die Beschichtung der Quarzglasplatten konnte ein anderer Photoresist, AR-P 641.07, eingesetzt werden, da hier die Prozesstemperatur ein nicht so entscheidender Faktor ist. Dessen gegebene Eigenschaften sind wie folgt:

Name des Resists	AR-P 641.07	Lagertemperatur	10 – 22 °C
Eigenschaften des Resists	Positiv	E-Beam Bestrahlung	80 - 100
Feststoffgehalt	7%		$\mu\text{C}/\text{cm}^2$ (20 kV)
Schichtdicke bei 4000 U/min	0.37 μm	Beschichtungs-	
Schichtdicke bei 6000–1000 U/min	0.31 – 0.52 μm	temperatur	20 – 25 °C

Die Beschichtung mit diesem Photoresist wurde ebenfalls mittels Spin-Coating bei 4000 U/min durchgeführt.

Haftung des Photoresists auf Kontaktlinsen

Um die Haftung des Photoresists zu verbessern, wurden die Kontaktlinsen vor dem Spin-Coating in einer Vakuumkammer bei einer Temperatur von 100 °C für 30 Sekunden erhitzt. Die Anwendung von Hexamethyldisilazan (HMDS) war nicht erforderlich, da die Oberfläche der Kontaktlinse ausreichend hydrophob war.

Anschließend wurde das Spin-Coating durchgeführt. Als erschwerend hat sich dabei die gekrümmte Oberfläche der Kontaktlinse erwiesen, da der Photoresist dadurch die Tendenz zeigt, sich ungleichmäßig zu verteilen. Allerdings konnte dies im Rahmen der Arbeit beherrscht werden.

12.3.5 Soft Baking

Nach der Beschichtung mit dem Photoresist ist Soft Baking mit den Mustern durchgeführt worden. Hierbei waren Temperatur und Dauer aufgrund der verwendeten Materialien unterschiedlich.

Das Soft Baking des Photoresists AR-N 7520.18 auf den Kontaktlinsen ist für 1 Minute bei 85°C auf einer Heizplatte durchgeführt worden.

Das Soft Baking des Photoresists AR-P 641.07 auf den Quarzglasplatten ist für 5 Minuten bei 150°C auf einer Heizplatte durchgeführt worden.

12.3.6 Schreiben der Struktur mittels Elektronenstrahlithographie

Die Strukturierung wurde mit dem FEI Helios ESL Instrument durchgeführt. Als Steuersoftware, in der die Maskenparameter enthalten sind, wurde ELPHY, von den Firma Raith aus Dortmund, angewendet. Die folgende Abbildung zeigt das FEI Helios Instrument.

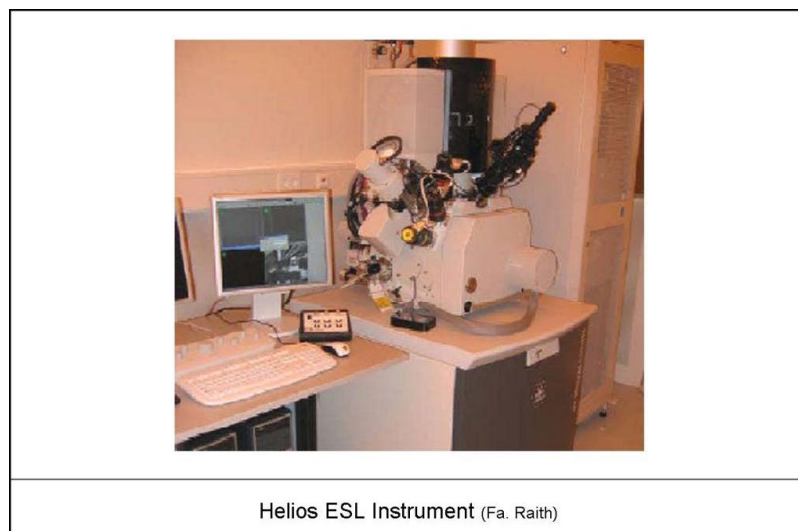


Abb. 75: Elektronenstrahlithographie im Reinraum. Mit dem FEI Helios Instrument wurden die diffraktiven Strukturen erzeugt. Die Aufnahme stammt vom Institut für Materialwissenschaft, Kieler Nano-Labor, Universität Kiel. (vergl. Jin⁵²)

Zu Beginn mussten zwei Probleme gelöst werden. Erstens musste die Oberflächenaufladung aufgrund der nichtleitenden Eigenschaften des Kontaktlinsenmaterials vermieden werden. Zweitens gestaltete sich die Fokussierung des Elektronenstrahls auf der gekrümmten Oberfläche der Kontaktlinse schwierig, da normalerweise nur flache Substrate bearbeitet werden.

Für die Experimente mussten zuerst die Proben entsprechend vorbereitet werden. Ein geeignetes Muster enthält kleine Strukturen, die bei hoher Vergrößerung und hohem Kontrast aufgelöst werden können. Zur guten Fokussierung wurde ein kleiner Silbertropfen in eine Ecke der Probe gegeben. Dieser hilft bei der Raster-Elektronen-Mikroskopie und verhindert die Aufladung. Anschließend wurde die Probe in die Kammer des ESL Instrumentes gegeben und mithilfe der Beobachtung über eine CCD Kamera entsprechend ausgerichtet. Dann wurde die Kammer ausgepumpt. Anschließend konnte das Raster-Elektronen-Mikroskop fokussiert werden, wodurch automatisch die ideale Tiefeneinstellung für die Elektronenbestrahlung gesetzt wurde. Im nächsten Schritt ist das Schreibfeld zwischen den beiden Rändern des Probenhalters ausgerichtet worden. Nach Einstellung der Bestrahlungsparameter, Einwirkzeit und Ortsdosis wurde eine Positionenliste erstellt. Die Positionsparameter wurden als Distanz zwischen dem Rand des Probenhalters und der Mitte der Kontaktlinse eingestellt, so dass die Elektronenkanone vor der Bestrahlung genau über der Mitte der Kontaktlinse ihre Nullkoordinaten hat.

Vermeidung der Aufladung von Kontaktlinsenoberflächen

Bei Versuchen zeigte sich, dass auf goldbeschichteten Silikonsubstraten keine Aufladung der Oberfläche stattfand. Wurden jedoch isolierende Proben wie Silikondioxid, Quarz oder das Fluor-Silikon-Acrylat der Kontaktlinsen verwendet, trat eine starke Aufladung auf. Das Problem konnte gelöst werden, indem eine kleine Menge Silber als Verbindungselement zwischen dem Rand der Probe und dem Probenhalter gegeben wurde. Dadurch wird die Ansammlung der geladenen Elektronen an der Oberfläche verhindert.

Konstruktion eines speziellen Probenhalters

Um das Schreiben der Struktur auf der gekrümmten Oberfläche der Kontaktlinse zu ermöglichen, wurde ein spezieller Probenhalter angefertigt. Der Rand dieses Halters hat, vom Boden aus gemessen, die gleiche Höhe wie der höchste Punkt der eingelegten Kontaktlinse, damit in diese Ebene fokussiert werden kann.

Eine schematische Abbildung des Probenhalters zeigt die folgende Abbildung.

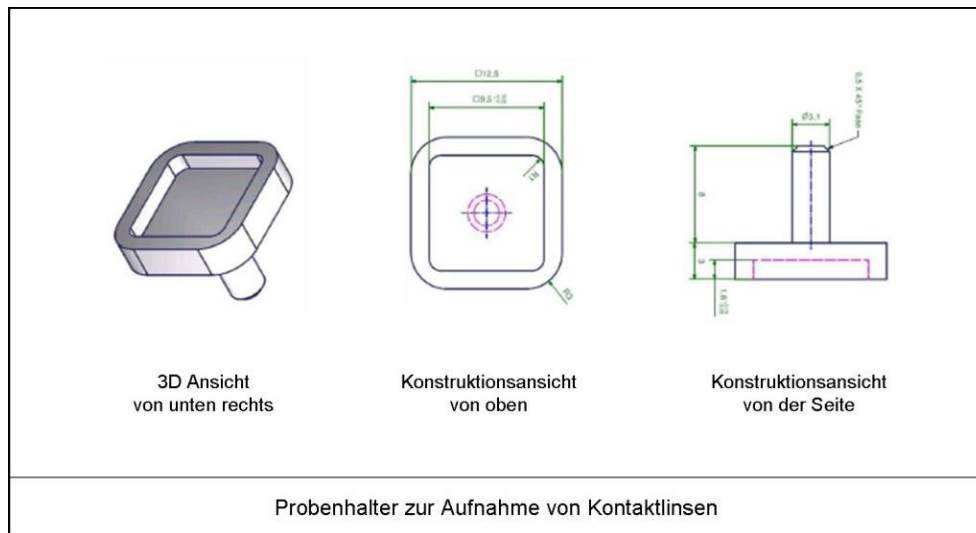


Abb. 76: Konstruktionsdarstellung und Bemaßung des Probenhalters für die Elektronenstrahlithographie. (vergl. Jin⁵²)

12.3.7 Entwicklung

Als Entwickler für den negativen Photoresist AR-N 7520.18, mit dem die Kontaktlinsen beschichtet wurden, wurde AR 300-47 verwendet. Dazu wurde die Lösung verdünnt, mit 3 Teilen Entwickler und einem Teil entionisiertem Wasser. Der Photoresist wurde dem Entwickler für 60 Sekunden bei 21° C Raumtemperatur ausgesetzt. Anschließend wurde die Probe gründlich mit entionisiertem Wasser abgespült.

Als Entwickler für den positiven Photoresist AR-P 641.07, mit dem die Quarzglasplatten beschichtet wurden, wurde AR 600-55 verwendet. Der Photoresist wurde dem Entwickler ebenfalls für 60 Sekunden ausgesetzt und anschließend mit dem Stopper AR 600-60 für 30 Sekunden behandelt. Anschließend wurde auch hier das Abspülen mit entionisiertem Wasser durchgeführt.

Wie auch die Photolacke sind die Entwickler Produkte der Firma Allresist, Straussberg, Deutschland.

12.3.8 Post Baking

Nach der Entwicklung ist Post Baking mit den Mustern durchgeführt worden, die mit einem Positivlack beschichtet wurden. Hierbei sind die gleichen Zeiten wie beim Soft Baking verwendet worden, mit dem Ziel, ein ungewolltes Eindringen der Ätzlösungen unter den Photolack zu begrenzen. Für Negativlacke ist dieser Schritt nach Auskunft des Herstellers nicht notwendig, was in diesem Fall sehr günstig war, da die Kontaktlinsenmaterialien möglichst nicht unnötig hohen Temperaturen ausgesetzt werden sollen.

Das Post Baking des Photoresists AR-P 641.07 auf den Quarzglasplatten ist für 5 Minuten bei 150°C auf einer Heizplatte durchgeführt worden.

12.3.9 Etching (Ätzvorgang)

Das freiliegende Gold wurde von der Kontaktlinsenoberfläche mit einer Lösung, bestehend aus Kaliumjodid und Jod abgeätzt.

Von den Quarzglasproben wurde das Chrom mit einer Chromätzlösung, Selectipur, der Firma BASF entfernt. Der wirksame Bestandteil hier ist Salpetersäure.

Während des Ätzprozesses wurde jede Probe in die Ätzlösung eingetaucht und auf und ab bewegt. Nach einigen Minuten Ätzzeit wurde die Ätzlösung mit entionisiertem Wasser abgespült. Das Tauchen der Kontaktlinsen in die Ätzlösung ist nicht unproblematisch, da diese viel leichter sind als die normalerweise verwendeten Silikon- oder Glasproben. Aufgrund der Oberflächenspannung der Flüssigkeit tendierten die Kontaktlinsen dazu, auf der Oberfläche zu schwimmen. Daher mussten sie manuell eingetaucht werden, ohne jedoch die Oberfläche zu beschädigen. Im Allgemeinen hängt die Ätzrate vom Material, der Struktur der Beschichtung und der Schichtdicke ab. Die Zeit, in der das Material der Ätzlösung ausgesetzt ist, spielt eine wesentliche Rolle. Aufgrund dieser Variablen kann die für die Ätzung angegebene Standardzeit nur als Richtwert dienen. Unterschiedliche Proben mit verschiedenen Parametern benötigen unterschiedliche Ätzzeiten. Für Kontaktlinsenmaterialien mit Goldbeschichtung liegen noch keine Referenzdaten

vor. Daher wurden für alle in der Arbeit verwendeten Proben die entsprechenden Zeiten experimentell ermittelt. Dazu wurde die Richtzeit in viele kleine Abschnitte unterteilt. Nach jedem Schritt wurde die jeweilige Probe entnommen, abgespült und unter dem Lichtmikroskop kontrolliert. Die ermittelten Ätzzeiten für die verschiedenen Proben sind in der nachfolgenden Tabelle zusammengefasst.

Probe	1	2	3	4	5	6	7	8
Substrat	Silizium	Quarz	Quarz	KL	KL	KL	Quarz	KL
Größe	1 cm ²	1 cm ²	1 cm ²	0.7 cm ²	0.7 cm ²	0.7 cm ²	4 cm ²	0.7 cm ²
Cr Schicht	--	20 nm	20 nm	--	--	--	--	--
Au Schicht	--	50 nm	50 nm	50 nm	100 nm	--	--	100 nm
Photoresist	Negativ	Positiv	Negativ	Negativ	Negativ	--	Positiv	Negativ
Maske	1	1	1	1	1*	2*	1* u. 2*	3*
Au Ätzung	--	30 sec	10 sec	10 sec	10 sec	35 sec	--	15 sec
Cr Ätzung	--	--	15 sec	--	--	--	60 sec	--

* die Maske hat ein definiertes Aufmaß, das die Isotropie während des Ätzens berücksichtigt

12.3.10 Entfernung des Photolacks

Um abschließend die nicht mehr benötigten Teile des Photolackes zu entfernen wurden die Proben mit dem Entferner AR 600-70 behandelt. Danach wurden sie mit entionisiertem Wasser abgespült, womit alle chemischen Prozesse abgeschlossen waren.

12.3.11 Qualität der gefertigten DOE

Die folgenden Abbildungen zeigen die Strukturen der gefertigten diffraktiven Elemente der Muster 2 bis 8 auf den verschiedenen Substraten, jeweils nach dem letzten Fertigungsschritt. Weitere Bilder aus den Zwischenstufen, nach der Entwicklung und vor dem Ätzen, finden sich im Anhang: Weitere Abbildungen zur Berechnung, Fertigung ab Seite 223.

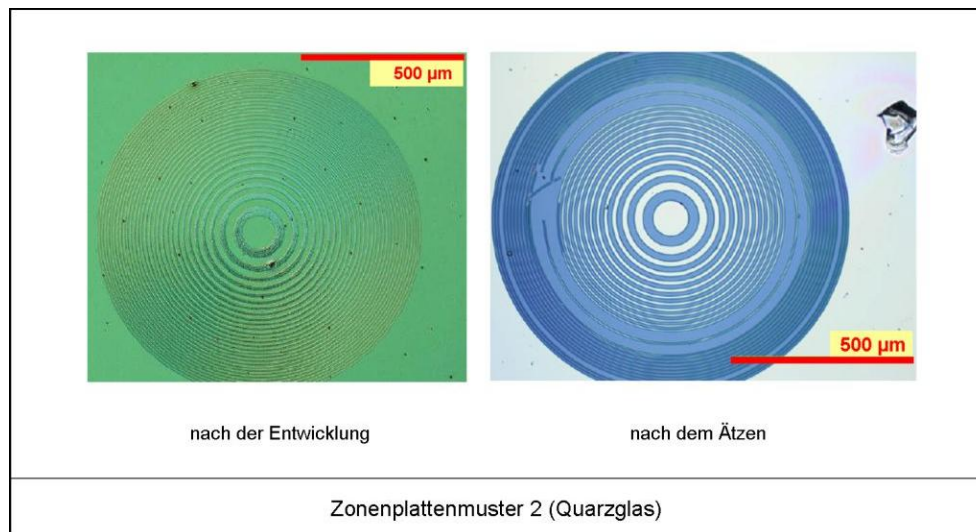


Abb. 77: Lichtmikroskopische Aufnahme der DOE, vergl. Jin⁵²

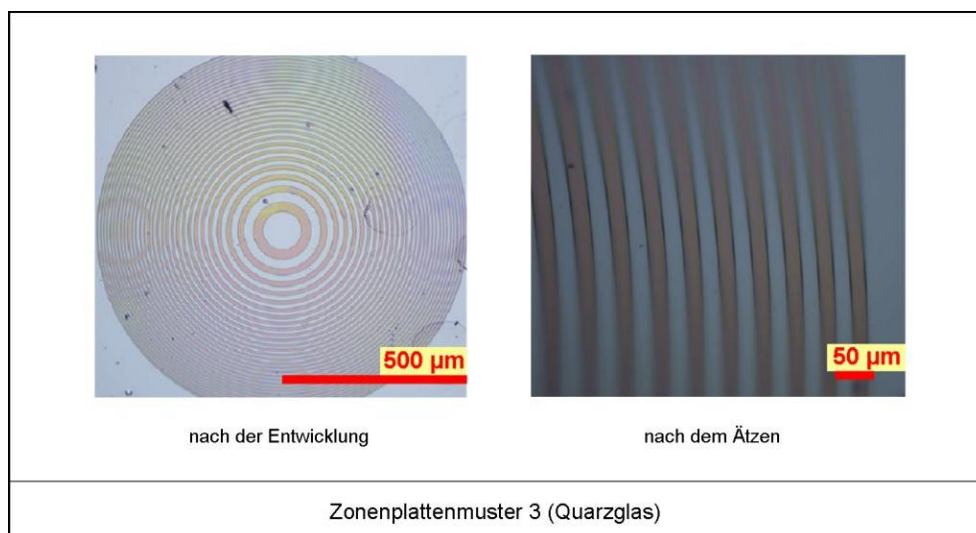


Abb. 78: Lichtmikroskopische Aufnahme der DOE, vergl. Jin⁵²

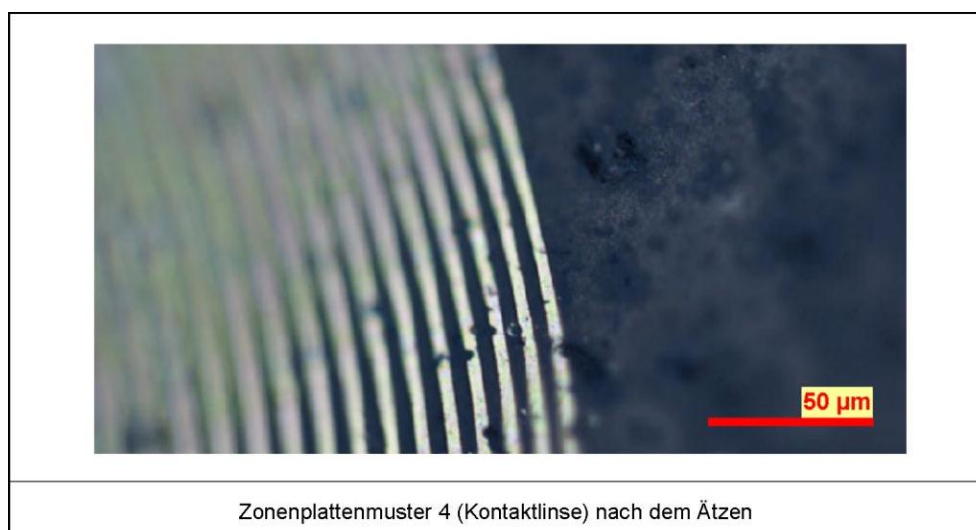
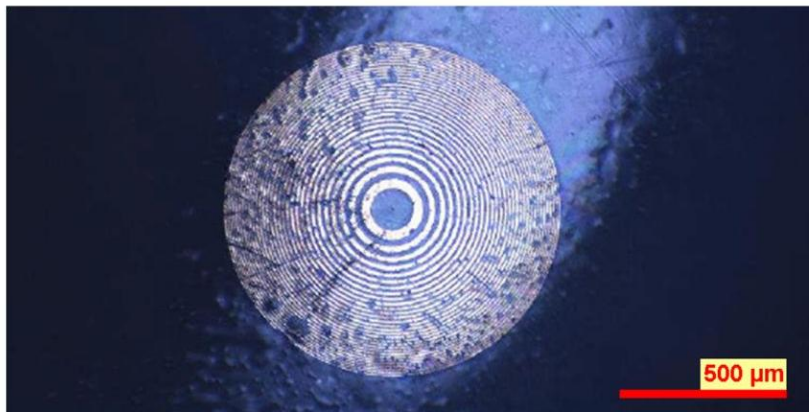
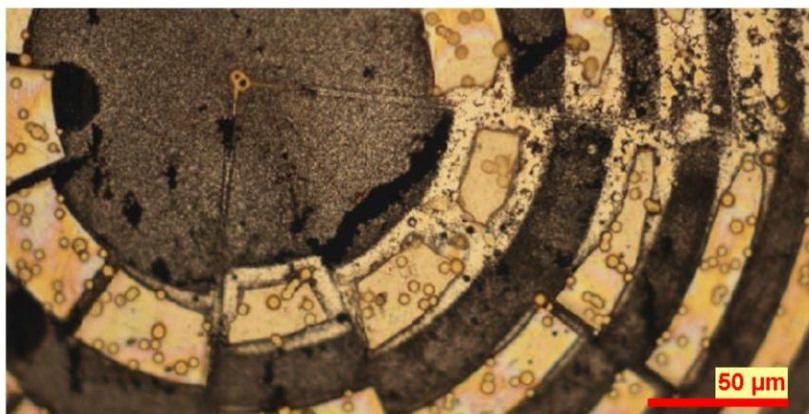


Abb. 79: Lichtmikroskopische Aufnahme der DOE, vergl. Jin⁵²



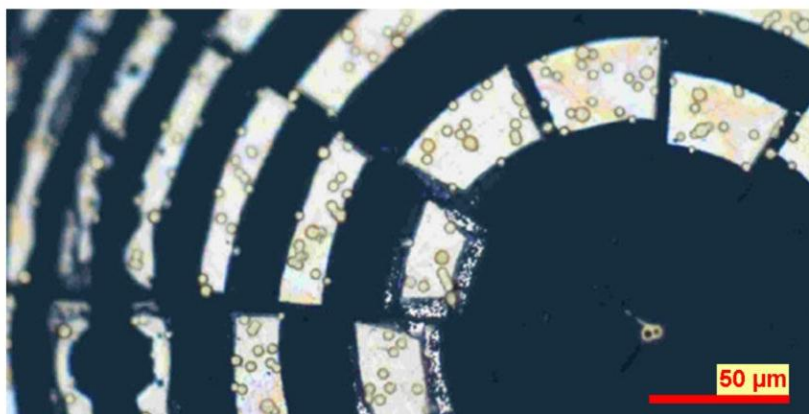
Zonenplattenmuster 5 (Kontaktlinse) nach dem Ätzen

Abb. 80: Lichtmikroskopische Aufnahme der DOE, vergl. Jin⁵²



Zonenplattenmuster 6 (Kontaktlinse) nach 10s Ätzen

Abb. 81: Lichtmikroskopische Aufnahme der segmentierten DOE, vergl. Jin⁵²



Zonenplattenmuster 6 (Kontaktlinse) nach 25s Ätzen

Abb. 82: Lichtmikroskopische Aufnahme der segmentierten DOE, vergl. Jin⁵²

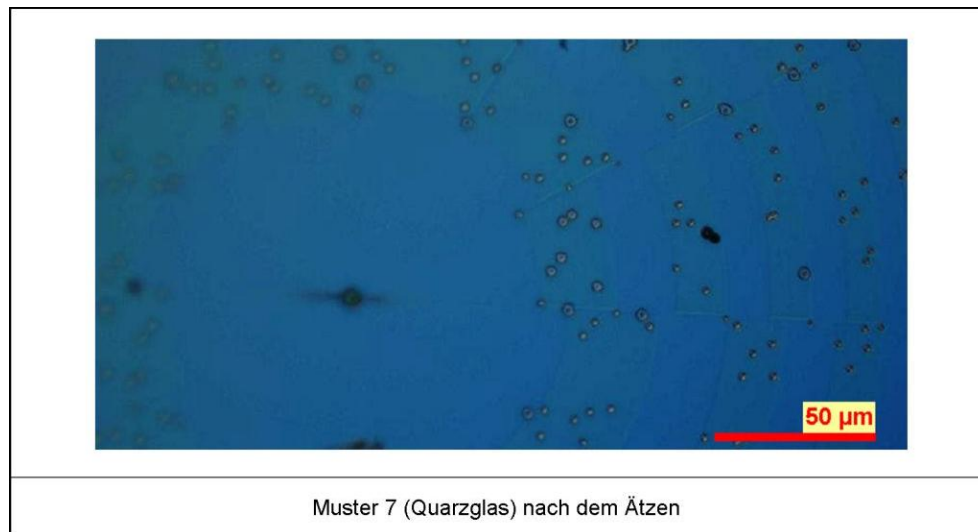


Abb. 83: Lichtmikroskopische Aufnahme des segmentierten DOE, vergl. Jin⁵²

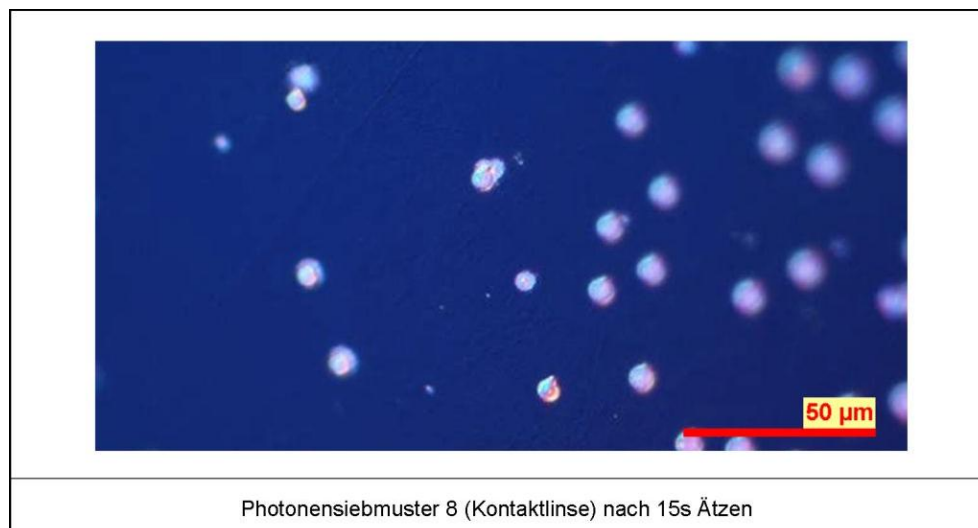


Abb. 84: Lichtmikroskopische Aufnahme des Photonensiebes, vergl. Jin⁵²

12.4 Applikation diffraktiver Elemente auf Kontaktlinsen mittels Tampondruck

Eine weitere Möglichkeit zum Aufbringen dauerhafter Strukturen auf die Oberfläche formstabiler Kontaktlinsen stellt der Tampondruck dar. Anwendung findet dies im Bereich der kosmetischen Kontaktlinsen zur Nachbildung der Strukturen von Regenbogenhaut und Pupille nach Verletzungen des Auges.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde untersucht, ob die Technik des Tampondrucks zur gezielten Applikation diffraktiver Strukturen auf formstabilen Kontaktlinsen eingesetzt werden kann. Die Firma Falco Contactlinsen AG, Schweiz verfügt als einziger Kontaktlinsenhersteller im deutschsprachigen Raum über eine entsprechende technische Ausstattung und eine jahrelange Erfahrung in der Herstellung von bedruckten Speziallinsen. Die Applikation der Druckmuster wurde daher dort vorgenommen. Die Abbildung auf der nächsten Seite zeigt die für die experimentelle Fertigung verwendete Tampondruckmaschine.

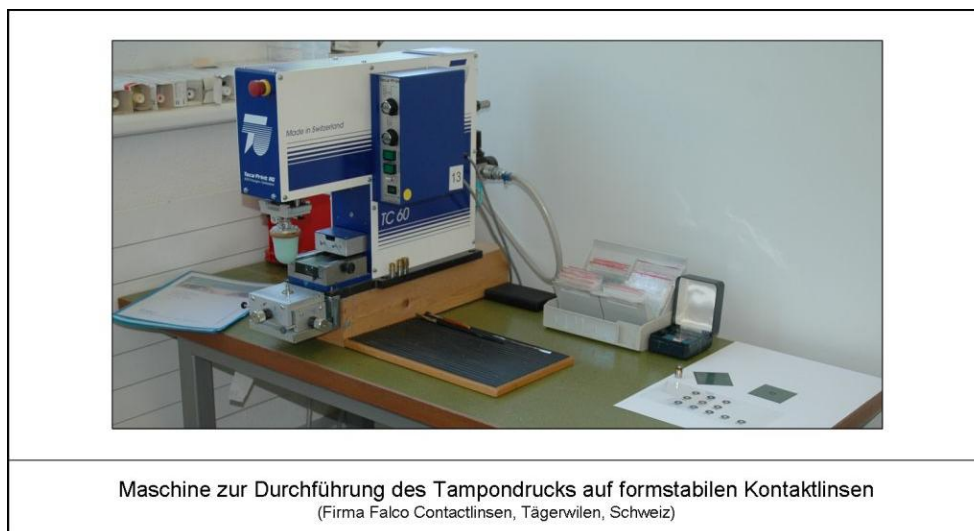


Abb. 85: Foto Tampondruckmaschine, mit frdl. Genehmigung der Fa. Falco

Vor dem Druck wurde zunächst ein Clichee der entsprechenden Struktur angefertigt. Dieses wurde dann auf die Kontaktlinse übertragen und darüber wurde mittels des Tamponstempels schwarzer Lack appliziert. Beim Lack handelte es sich um die Tampondruckfarbe 754, eine Zweikomponentenfarbe, der Firma Grulms aus Ludwigshafen. Der Lack ist höchstbeständig gegen Alkohol und Säuren und nach dem Auftrag innerhalb von 8 Sekunden staubtrocken. Anschließend wurden die

Kontaktlinsen entnommen und zur Sicherheit für 24 Stunden an der Luft getrocknet. Als große Herausforderung hat sich die für diffraktive optische Elemente erforderliche Präzision der Strukturform erwiesen. Das Clichee ist derzeit bis zu einer Auflösung von 0.1 mm zu fertigen. Die Anforderung liegt jedoch im Bereich der Wellenlängen des Lichtes. Die Fertigung entsprechend präziser Clichees ist im Rahmen dieser Arbeit nicht möglich gewesen. Daher wurde untersucht, ob sich das Verfahren des Tampondrucks generell eignet, denn ein weiterer wesentlicher Einflussfaktor ist die Verteilung und Schichtdicke des applizierten Lackes. Er sollte sich präzise an den Strukturkanten verteilen und auch dort noch dick genug sein, um die erforderliche Absorption zu gewährleisten. Aus diesem Grund wurden verschiedene Druckmuster angefertigt. Als Clichee wurden Lochblenden unterschiedlicher Durchmesser gefertigt. Nach dem Druck wurden die Kontaktlinsen kontrolliert und insbesondere der Randbereich beurteilt. Die folgenden Abbildungen zeigen verschiedene so erzeugte Lochblenden auf formstabilen Kontaktlinsen.

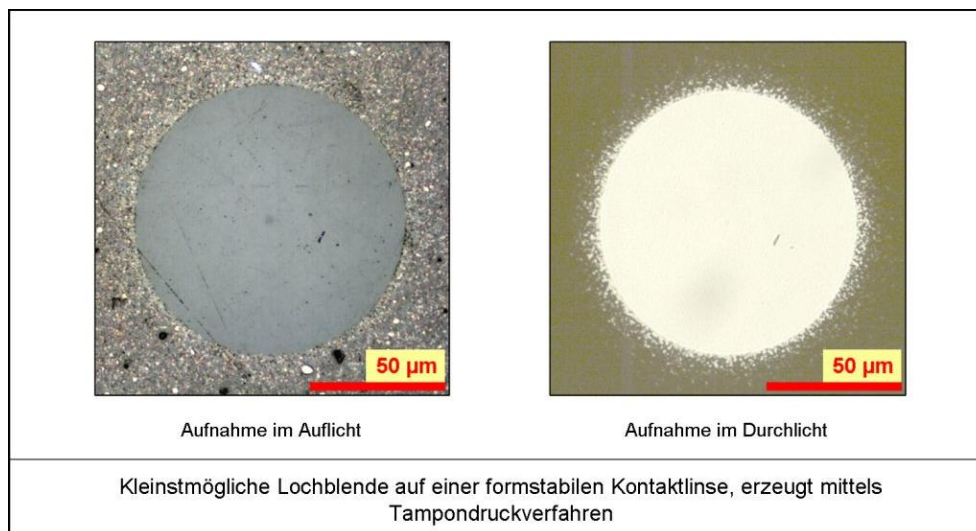


Abb. 86: Lichtmikroskopische Aufnahme der minimalen Tampondruckstruktur

Zum Tampondruckverfahren kann festgestellt werden, dass es sich prinzipiell zur Fertigung präziser Strukturen auf Kontaktlinsen eignet. Jedoch ist es zukünftig erforderlich, präzisere Clichees zu fertigen und Lacke zu verwenden, die stark lichtabsorbierend sind und sich dazu auch sehr gleichmäßig verteilen. Im Bereich diffraktiver optischer Elemente können allerdings keine Strukturen gefertigt werden,

die einen Phasenversatz der Elementarwellen bewirken. Weitere Studien in diese Richtung sind sinnvoll, da es sich bei dem Tampondruckverfahren um ein preiswertes und verhältnismäßig leicht durchzuführendes Verfahren handelt.

12.5 Auswertung optischer Eigenschaften

Die Auswertung der optischen Eigenschaften der experimentell hergestellten Kontaktlinsen wurde im optischen Labor der Western University of Health Sciences, College of Optometry, Pomona, USA durchgeführt.

12.5.1 Parameter der geprüften Kontaktlinsen

Zur Ermittlung der Abbildungsgenauigkeit wurden drei grundsätzlich verschiedene Kontaktlinsentypen miteinander verglichen.

1. Formstabile Kontaktlinsen mit definierter Fernwirkung und im zentralen Bereich durch ESL erzeugte Zonenplatten- und Photonensiebstrukturen
2. Formstabile multifokale Kontaktlinsen des rein refraktiv wirkenden Typs P50 der Firma Jenalens Kontaktlinsen Technologie GmbH, Deutschland
3. Formstabile Kontaktlinsen mit diffraktiven Zonen, des Typs Diffrax, der Firma Pilkington Contact Lenses, UK

Die jeweiligen technischen Parameter sind in den Tabellen auf den folgenden Seiten aufgelistet.

Formstabile Kontaktlinsen mit definierter Fernwirkung und im zentralen Bereich durch ESL erzeugte Zonenplatten- und Photonensiebstrukturen

Hersteller:	Jenalens Kontaktlinsen Technologie GmbH	
Produktname:	Jenalens Beta (ES)	
Durchmesser:	9.30 mm	
Radius der Frontfläche:	7.45 mm	
Radius der Rückfläche:	7.80 mm	
Numerische Exzentrizität:	0.45	
Höhe (Scheiteltiefe Mittendicke)	+ 1.70 mm	
Scheitelbrechwert Ferne:	+ 3.00 Dioptrien	(refraktive Grundwirkung der KL)
Scheitelbrechwert Nähe:	+ 136.00 Dioptrien	(maximale Wirkung der KL)
Optische Wirkung des DOE	+133.00 Dioptrien	
Brennweite des DOE	7.51 mm	
Durchmesser des DOE	1.00 mm	
Anzahl Ringe der Fresnel-Zone	30	
Dicke der Goldschicht	10, 50, 100 nm (je nach Kontaktlinse)	

Formstabile multifokale Kontaktlinsen des rein refraktiv wirkenden Typs P50

Hersteller:	Jenalens Kontaktlinsen Technologie GmbH	
Produktname:	Jenalens P50	
Material:	Fluoromarc 70	
Durchmesser:	9.50 mm	
Extreme Radien der Frontfläche:	7.20 mm / 6.95 mm	(Fernzone / Nahzone)
Radius der Rückfläche:	7.50 mm	
Numerische Exzentrizität:	0.45	
Scheitelbrechwert Ferne:	+ 3.00 Dioptrien	(refraktive Grundwirkung der KL)
Scheitelbrechwert Nähe:	+ 5.50 Dioptrien	(maximale Wirkung der KL)
Optische Addition	+2.50 Dioptrien	

Formstabile Kontaktlinsen mit diffraktiven Zonen, des Typs Diffrax

Hersteller:	Pilkington Contact Lenses, Ltd	
Produktname:	Diffrax	
Material:	PMMA	
Durchmesser:	9.50 mm	
Extreme Radien der Frontfläche:	7.45 mm	
Radius der Rückfläche:	7.80 mm	
Numerische Exzentrizität:	n.a. (dreikurvig)	
Scheitelbrechwert Ferne:	+ 3.00 Dioptrien	(refraktive Grundwirkung der KL)
Scheitelbrechwert Nähe:	+ 5.00 Dioptrien	(maximale Wirkung der KL)
Optische Addition	+2.00 Dioptrien	(Wirkung der DOE)

Bei den Diffrax-Kontaktlinsen handelte es sich um den Kontaktlinsentyp, der in den 1980er Jahren für nur einen begrenzten Zeitraum erhältlich war und dann vom Markt genommen wurde. Zu diesem Zweck wurde der wahrscheinlich weltweit letzte erhältliche Anpasssatz aus britischem Privatbesitz käuflich erworben. Die Linsen wurden zunächst einer Intensivreinigung unterzogen. Anschließend wurden sie mit Keratometer (Bausch & Lomb) und Scheitelbrechwertmesser (Topcon LM-8E) auf ihre Maßhaltigkeit kontrolliert. Dann wurden sie auf der optischen Bank experimentell vermessen, um ihre Abbildungseigenschaften mit den anderen Kontaktlinsentypen vergleichen zu können. Trotz ihres Alters waren die Diffrax-Kontaktlinsen in einem sehr guten Zustand. Die Krümmungsradien und Scheitelbrechwerte stimmten mit den Sollwerten überein. Jedoch ließ sich mit dem Scheitelbrechwertmesser kein klares Bild der Testmarke einstellen. Bei der Kontrolle mit einem Lichtmikroskop zeigte sich dann, dass die mittels Drehverfahren erzeugten Ringe der Phasenzonenplatte außerordentlich ungenau gefertigt sind. Der zentrale Teil der Fernoptik, der eigentlich frei von diffraktiven Effekten sein sollte, wies Riefen auf, die in ihrer Größe kaum von den Beugungselementen zu unterscheiden waren. Das ist eine gute Erklärung für die visuellen Probleme, die mit diesem Kontaktlinsentyp am Markt aufgetreten sind. Die nachfolgenden Bilder zeigen die lichtmikroskopischen Aufnahmen.

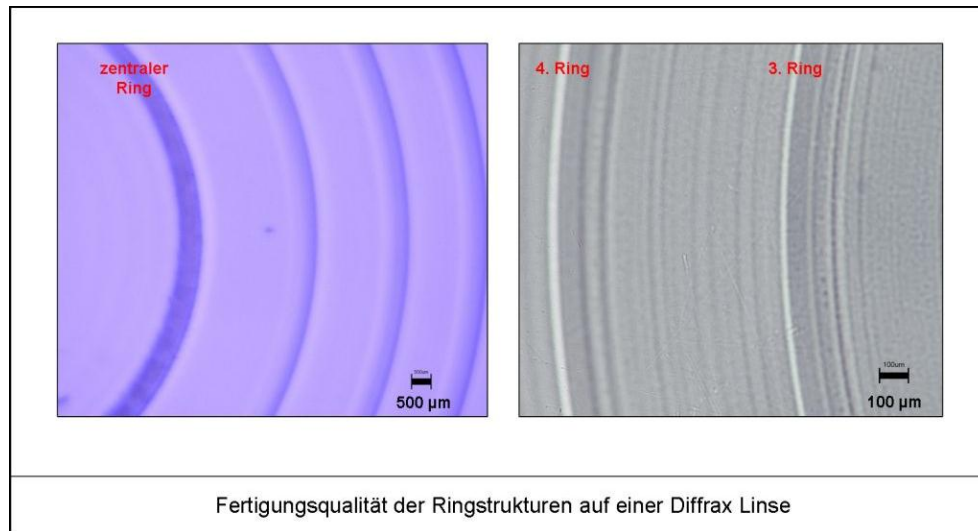


Abb. 87: Lichtmikroskopische Aufnahme der Diffrax Kontaktlinse

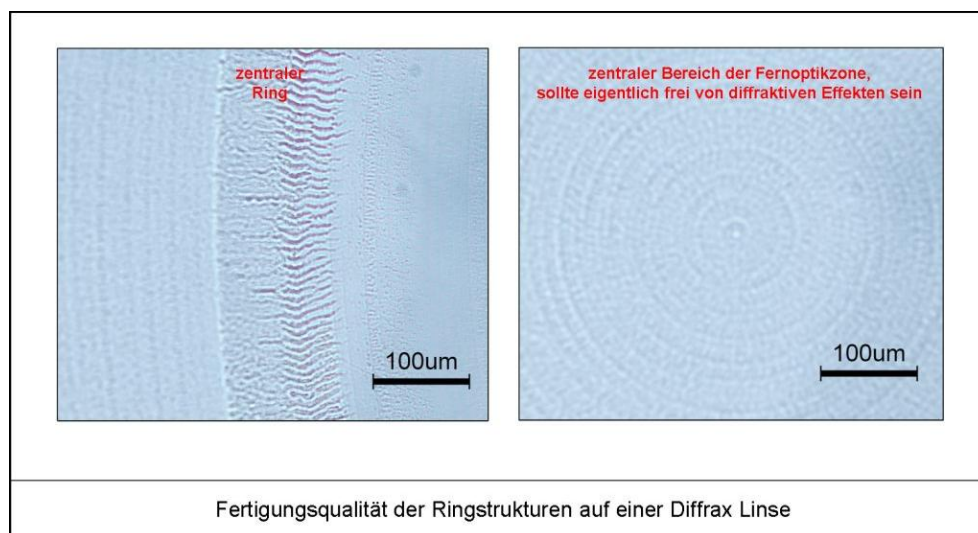


Abb. 88: Lichtmikroskopische Aufnahme der Diffrax Kontaktlinse

12.5.2 Aufbau der optischen Messstrecke

Als Messstrecke wurde eine optische Bank gewählt, die aus einem LASER, einer Optik zur Strahlaufweitung, einer Lochblende, einem Kontaktlinsenhalter und einem Auffangschirm bestand. Die folgenden Abbildungen zeigen den allgemeinen Messaufbau.



Abb. 89: Messstrecke im optischen Labor, Western University of Health Sciences, College of Optometry

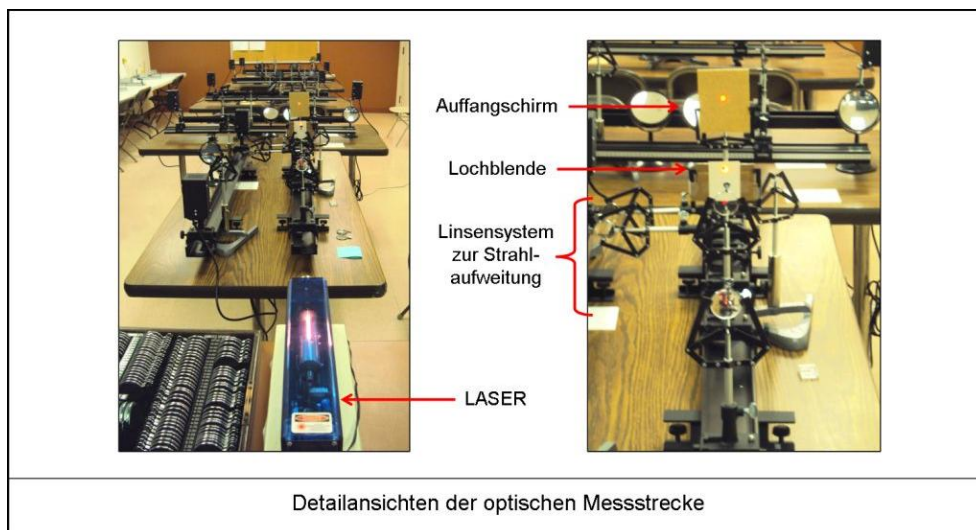


Abb. 90: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

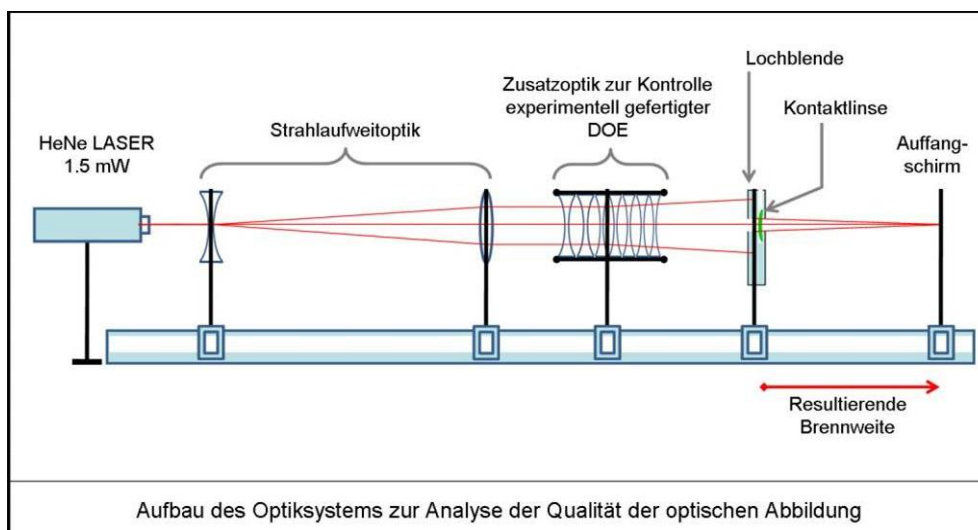


Abb. 91: Schematische Darstellung der optischen Messstrecke

Es wurde ein Helium-Neon-LASER der Leistungsklasse 1.5 mW verwendet. Die Abstrahlung erfolgte mit rotem Licht der Wellenlänge 632,8 nm. Der Strahl passierte zunächst eine Aufweitoptik, die aus einer Linse negativer Brechkraft mit -10.00 D ($f' = -100$ mm), gefolgt von einer Linse positiver Brechkraft mit +1.00 D ($f' = 1000$ mm) bestand. Um Randartefakte auszuschalten wurde der aufgeweitete Strahl vor Durchgang durch die Kontaktlinse mithilfe einer 8.00 mm Lochblende auf den Durchmesser der Optikzone der Kontaktlinse begrenzt. Nachdem das Licht die Kontaktlinse passiert hatte, wurde es auf einem Schirm aufgefangen. Die Entfernung des Auffangschirms von der Kontaktlinse wurde dabei so gewählt, dass die Abbildung der Nahoptik möglichst gut zu beurteilen und fotografisch festzuhalten war. Zu diesem Zweck musste vor die experimentell beschichteten Kontaktlinsen ein weiteres Linsensystem mit negativer Brechkraft eingefügt werden, da hier die Brennweite der DOE nur 7.51 mm betrug. Diese Zusatzoptik mit einer Gesamtbrechkraft von -127.00 Dioptrien erzeugte die zur Positionierung des Auffangschirms notwendige Divergenz. Zur Konstruktion der Zusatzoptik wurden Einzellinsen der folgenden Brechkräfte in Kontakt zueinander montiert und in den Strahlengang eingefügt.

Gesamtbrechkraft: -127.00 Dioptrien						
L1: -20 D	L2: -20 D	L3: -19 D	L4: -19 D	L4: -18 D	L5: -18 D	L6: -13 D

Alle so gemachten Abbildungen wurden fotografisch festgehalten, um die Qualität zu dokumentieren.

Die Abbildungen auf den folgenden Seiten zeigen entsprechende Punktschärfeeigenschaften der jeweiligen Kontaktlinsentypen.

Weitere Bilder hierzu finden sich im Anhang: Weitere Abbildungen zur Berechnung, Fertigung auf Seite 223.

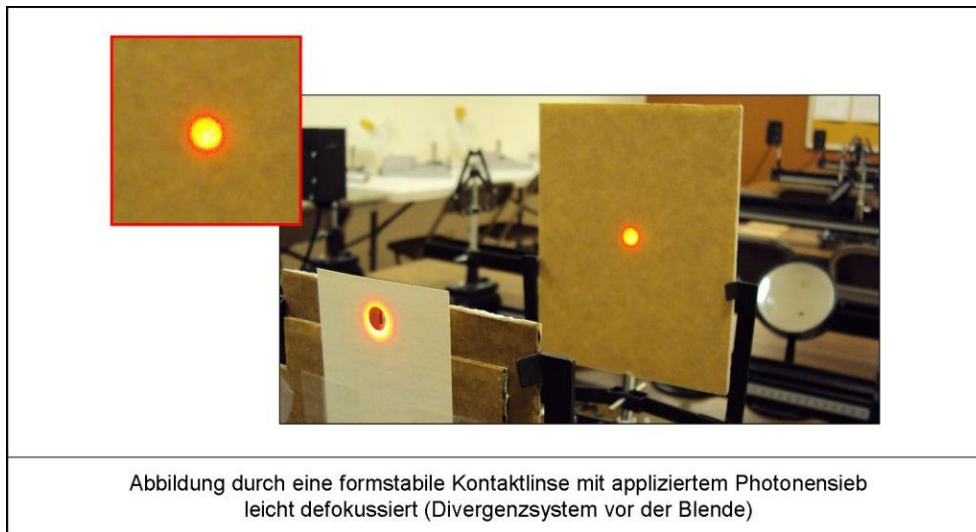


Abb. 92: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

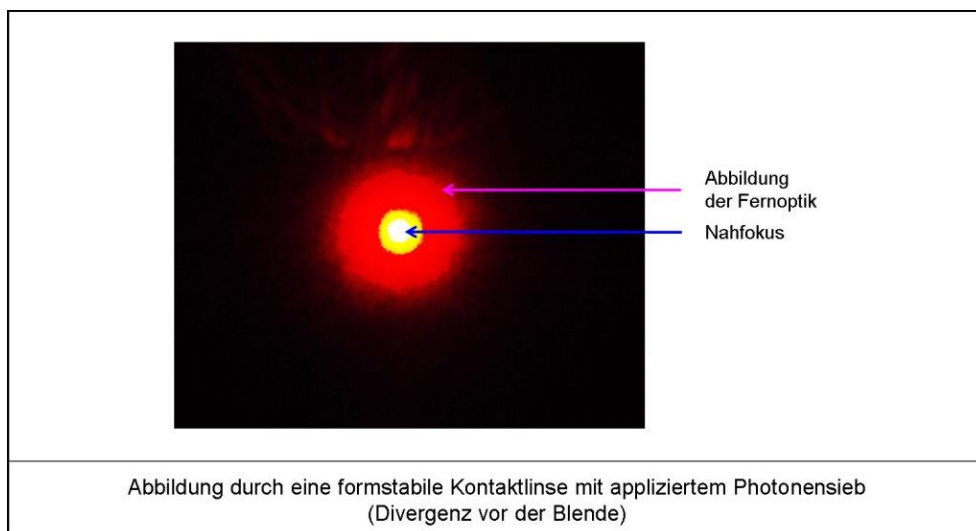


Abb. 93: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

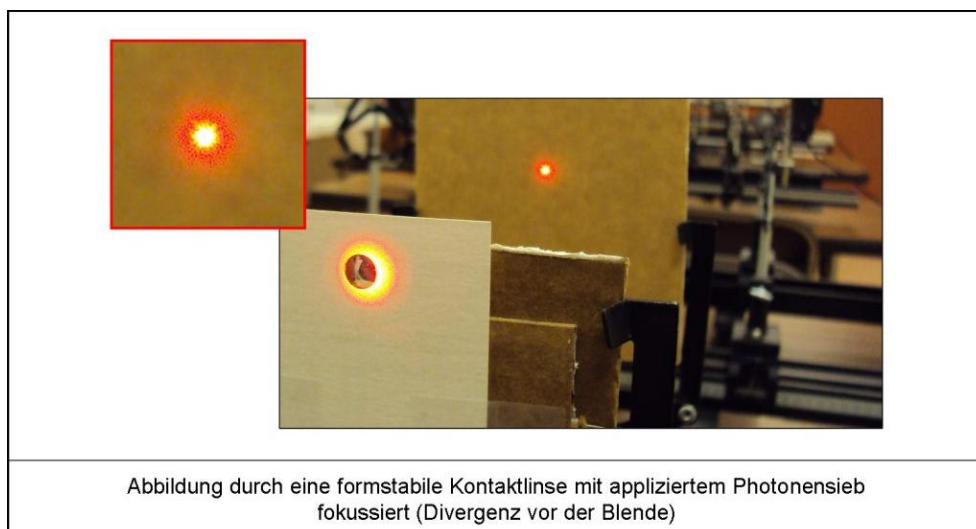


Abb. 94: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

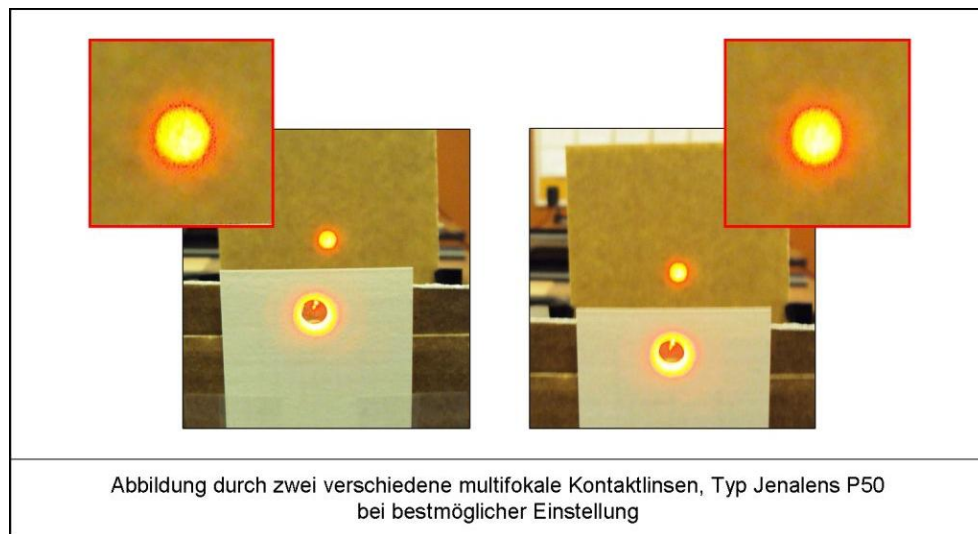


Abb. 95: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

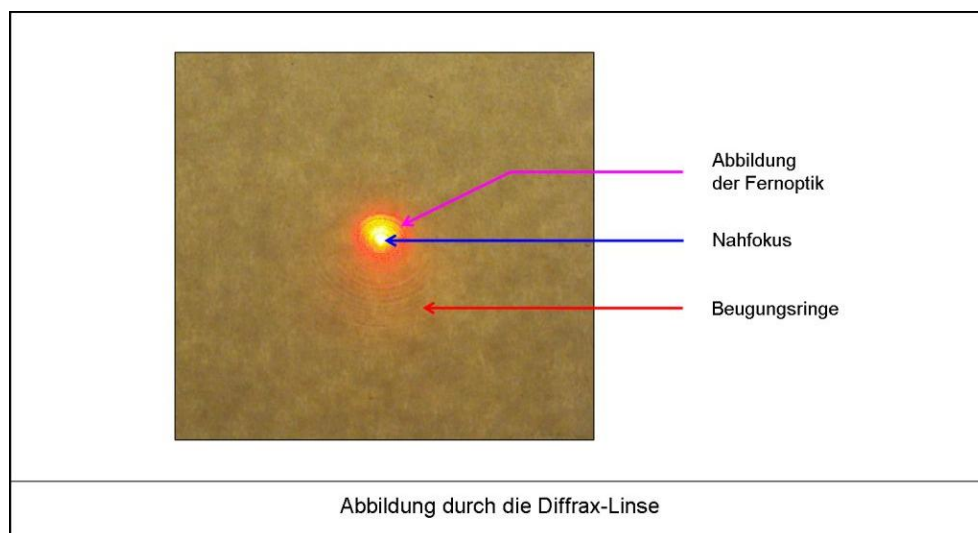


Abb. 96: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

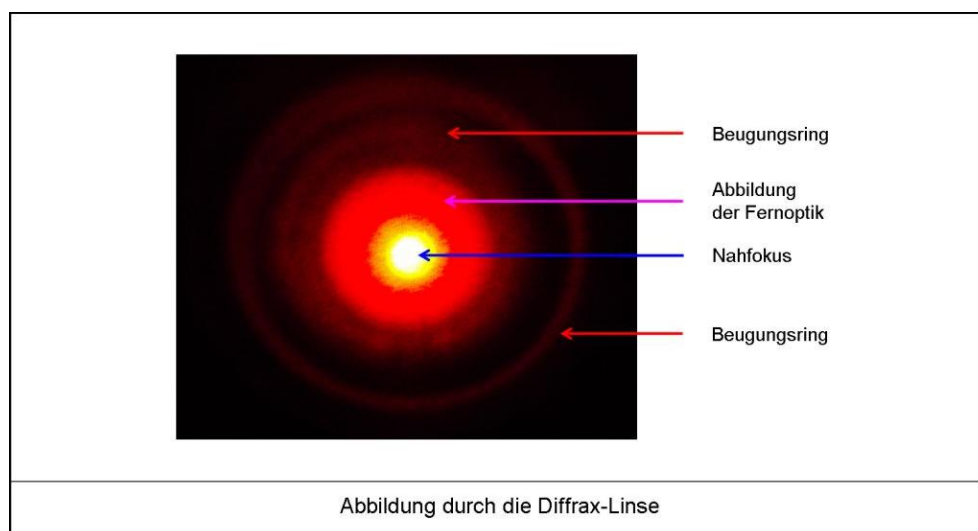


Abb. 97: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

In Auswertung dieser Abbildungen konnte für die verschiedenen Kontaktlinsentypen festgestellt werden:

Formstabile Kontaktlinsen mit definierter Fernwirkung und im zentralen Bereich durch ESL erzeugten Photonensiebstrukturen

- die Nahfokussierung ist bei den Linsenmustern 9 und 10, versehen mit einer Goldbeschichtung der Dicken 50 nm und 100 nm, exakt möglich gewesen
- es traten bei diesen Mustern keine wahrnehmbaren Ringe, Nebenmaxima, Nebenminima oder Störbilder auf
- die Lichtintensitäten im Fern- und Nahgebiet waren jeweils hoch
- ein Linsenmuster, die Nr. 11, ebenfalls mit einer 100 nm Goldbeschichtung hatte sich während der Fertigung verzogen, daher trat ein messbarer Astigmatismus aus, die Linse war somit optisch unbrauchbar
- beim Linsenmuster 5, versehen mit einer 10 nm dicken Goldschicht, konnte keine optische Wirkung des DOE nachgewiesen werden, da offensichtlich Licht durch die Metallschicht treten konnte

Formstabile multifokale Kontaktlinsen des rein refraktiv wirkenden Typs P50 der Firma Jenalens Kontaktlinsen Technologie GmbH, Deutschland

- die Nahfokussierung war nicht präzise möglich
- die Bilder zeigten verwaschene Lichtintensitäten auf
- es ließ sich keine Schirmpositionierung finden, bei der eine saubere optische Abbildung vorliegt

Formstabile Kontaktlinsen mit diffraktiven Zonen, des Typs Diffrax, der Firma Pilkington Contact Lenses, UK

- die Nahfokussierung war exakt möglich
- es traten deutlich wahrnehmbare Ringe der Nebenmaxima auf
- die Lichtintensitäten im Fern- und Nahgebiet sind hoch, die Störbilder ebenfalls

12.6 Diskussion der Ergebnisse und Zusammenfassung

12.6.1 Zur Auswertung optischer Eigenschaften

In Auswertung der optischen Messungen konnten die Kontaktlinsen mit den applizierten Photonensieb- und Zonenplattenstrukturen hinsichtlich ihrer Abbildungsqualität prinzipiell überzeugen. Allerdings ist eine Schichtdicke von mindestens 50 nm bis 100 nm notwendig, um ein Ausblocken der ansonsten destruktiv wirkenden Wellenzüge zu gewährleisten.

Die optische Auswertung gestaltete sich schwierig, da die Brennweite der DOE fertigungsbedingt (siehe Abschnitt 11.7) sehr klein ausgefallen ist. Diese Optikwirkung ist in der praktischen Anwendung am Auge nicht relevant. Hier ist realistischerweise eine Brennweite zwischen 1000 mm und 333 mm anzusetzen. Zur Prüfung des Herstellungsverfahrens mittels Elektronenstrahlolithographie ist die kleine Brennweite jedoch sehr gut geeignet, da hier die Anforderungen an die Genauigkeit, die auf den kleinen Flächen applizierten Strukturen, sehr hoch sind.

Im Gegensatz zu den anderen Kontaktlinsentypen musste bei den mit den DOE versehenen Linsen zur Auswertung der optischen Eigenschaften eine zusätzliche Divergenzoptik in den Strahlengang eingefügt werden. Anderenfalls wäre eine fotografische Aufnahme der Qualität der optischen Abbildung nicht möglich gewesen, da sich der Auffangschirm dann rund 7.5 mm hinter der Kontaktlinse befunden hätte. Der hohe Brechwertunterschied zwischen der Grundwirkung der Kontaktlinse und der durch die DOE erzeugten Nahwirkung führte zu einer starken räumlichen Trennung der Fern- und Nahbrennpunkte. Ob dies einen Einfluss auf die nicht wahrgenommenen Störbilder hat, wäre in weiteren Arbeiten zu klären, bei denen größere Brennweiten verwendet werden.

12.6.2 Fertigungstechnische Besonderheiten

Das Problem der Aufladung der Kontaktlinsenoberflächen konnte durch die Applikation eines Silbertropfens gelöst werden. Ebenso konnte die Erzeugung der diffraktiven Strukturen auf den gekrümmten Oberflächen der Kontaktlinsen mittels Elektronenstrahlolithographie durch Konstruktion eines speziellen Probenhalters mit entsprechender Präzision durchgeführt werden. Jedoch ist das Verfahren zur Fertigung auf Kontaktlinsen mit Rezeptwirkung derzeit aus verschiedenen Gründen nicht optimal. Erstens ist es kostenintensiv und aufwändig. Zweitens sind die relativ

hohe Temperatur während des Bakings, sowie die Behandlung mit Chemikalien während des Ätzens zwar wie gezeigt möglich, aber für das Kontaktlinsenmaterial nicht optimal. Drittens ist die Schreibfeldgröße des ESL-Instrumentes auf 1 mm² begrenzt gewesen. Das ist für eine sinnvolle Anwendung am menschlichen Auge, wo der Pupillendurchmesser eine entscheidende Rolle spielt, zu klein. Optimal wäre zu diesem Zweck eine Erweiterung auf 3 mm² bis 5 mm².

12.6.3 Vergleich und Bewertung der Verfahren

Die UV-Lithographie stellt hier einen möglichen Ansatz dar, wenngleich sich die im Rahmen dieser Arbeit damit erzeugten Strukturen, aufgrund ihres Vorversuchscharakters, als zu grob erwiesen haben.

Das Verfahren des Tampondrucks ist theoretisch die einfachste und kostengünstigste Lösung. Auch gibt es Erfahrungen im Bedrucken von Kontaktlinsen aus dem Bereich der Augenprothetik. Allerdings ist das Verfahren derzeit nicht geeignet, um diffraktive optische Strukturen in ausreichender Präzision zu erzeugen. Die minimal herstellbare Strukturgröße ist 0.1 mm. Das ist zu grob. Und selbst bei dieser Größe zeigten die verwendeten schwarzen Lackpartikel keinen homogenen Flächenschluss und ließen Licht passieren.

Die Elektronenstrahlithographie stellt demgegenüber einen exakt definierbaren und hochpräzisen Weg der Erzeugung diffraktiver optischer Strukturen dar. In Zusammenfassung der genannten Punkte erscheint es sinnvoll, das Verfahren entsprechend dieser Anwendung weiter zu optimieren. Eine Möglichkeit der effizienteren und für das Kontaktlinsenmaterial schonenden Fertigung stellt die Applikation der DOE auf Musterstempeln aus für die Elektronenstrahlithographie optimal geeigneten Materialien dar. Diese könnten dann durch entsprechende Verfahren in weiteren Schritten auf die eigentlichen Kontaktlinsen übertragen werden. Einen entsprechenden Überblick hierzu gibt das abschließende Kapitel 13, Ausblick für weitere Anwendungen. Bei der damit gemachten Übertragung der Musterstrukturen auf die Kontaktlinsen können nur Phasen-Zonenplatten oder optisch ähnliche Photonensiebe erzeugt werden. Das hat den Vorteil einer hohen Lichtausbeute, bringt jedoch möglicherweise eine nicht optimale Lichtverteilung hinter dem DOE mit sich. Daher wäre es angezeigt, die so konstruierten DOE als geblazte Strukturen (Kinoform) zu fertigen, um alle Wellenzüge im gewünschten Fokus zu bündeln. Die folgende schematische Abbildung zeigt die prinzipiellen

Fertigungsschritte einer entsprechenden Struktur mittels der Elektronenstrahlolithographie.

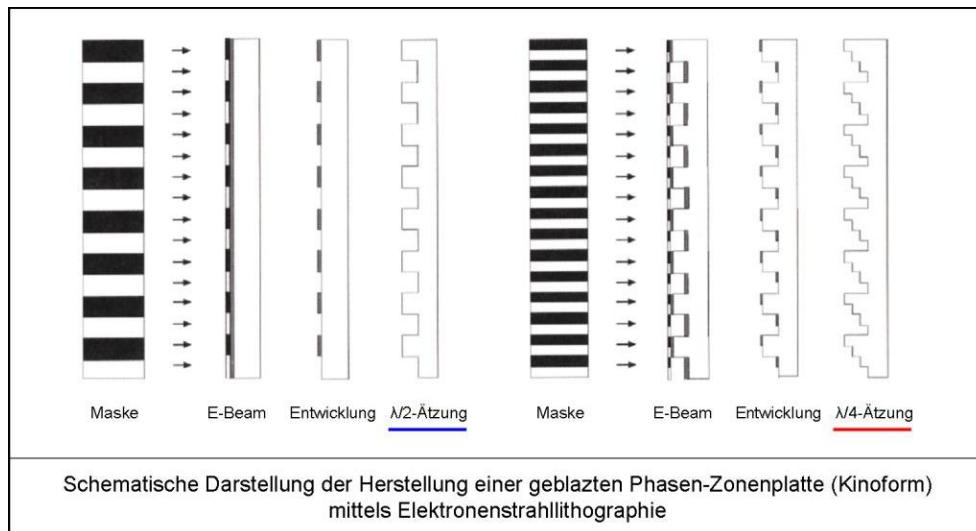


Abb. 98: Grafik nach O'Shea⁸⁵

13 Ausblick für weitere Anwendungen

13.1 Anwendung als Negativmaske für das Press-Schmelzen formstabiler Kontaktlinsen

13.1.1 Verfügbare Technologie

Formstabile Kontaktlinsen werden im Allgemeinen durch materialabtragende Formgebung, dem Drehen auf speziellen Drehbänken, aus Linsenrohlingen hergestellt. Dabei werden die Vorder- und Rückflächengeometrien erzeugt. Danach müssen die Linsenflächen und der Randbereich in den meisten Fällen poliert werden. Eine Ausnahme von dieser Politur können Linsen erfahren, die auf Drehbänken neuester Generation gefertigt werden. Hier ist die Drehspindel luftgelagert, die Umdrehungszahl während des Drehens liegt bei rund 16.000 U/min und ein Kühlmittel wird zu- und mitsamt Spänen wieder abgeführt. Die meisten Linsen werden aber, nicht zuletzt aus Kostengründen, auf Drehmaschinen älterer Bauart gefertigt. Die Fertigung einer definierten diffraktiven Fläche, einer Phasen-Zonenplatte, ist damit nicht möglich.

Zur Applikation von Phasen-Zonenplatten- oder Phasen-Photonensiebstrukturen gibt es jedoch die Möglichkeit, ein anderes Herstellungsverfahren für formstabile Kontaktlinsen zu nutzen. Als einziger Hersteller weltweit fertigt die Firma Wöhlk Contactlinsen in Schönkirchen, Deutschland einen Typ formstabiler Kontaktlinsen, genannt Conflex, im Pressschmelzverfahren. Bei diesem Linsentyp handelt es sich bislang ausschließlich um Einstärkenkontaktlinsen. Als Material kommt CAB-EVA zum Einsatz. Dies ist fest, zäh und hart. Es ist von -45 °C bis 115°C formstabil und gasdurchlässig. Es besitzt thermoplastische Eigenschaften. Das Material liegt zu Beginn des Fertigungsprozesses als Granulat vor. Das Material wird dazu in eine Form gegeben und bei einer Temperatur von 190°C über den Zeitraum von 40 Minuten zu einer Kontaktlinse geformt. Die dazu verwendeten Pressstempel sind aus Glas. Sie sind zweiteilig und bestehen aus einem Patrizen- und einem Matrizenteil. mit entsprechend ausgebildeten Formgebungsflächen für die Kontaktlinsenvorder- und Kontaktlinsenrückflächengeometrien. Die Patrizie formt dabei die Rückseite, die Matrize die Vorderseite der späteren Kontaktlinse. Im zusammengefügt Zustand begrenzen diese Formgebungsflächen ein definiertes

Volumen, das für die Herstellung einer Kontaktlinse mit dem Ausgangsmaterial gefüllt ist. Der einzige formgebende Vorgang, der während der Fertigung mit einem Materialabtrag einhergeht, ist die abschließende Randbearbeitung. Die folgende Abbildung zeigt das Herstellungsverfahren schematisch auf.

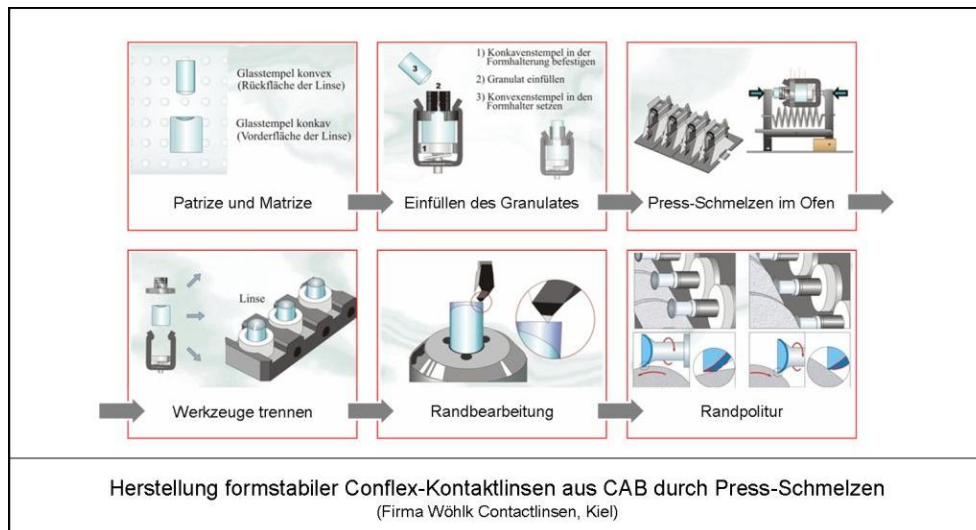


Abb. 99: Grafik mit frdl. Genehmigung der Fa. Woehlk

13.1.2 Neue Technologie

Als neuer Ansatz für die Fertigung formstabiler multifokaler Linsen könnte die Fertigung der Matrize mit einer negativen Phasen-Zonenplattenstruktur oder Phasen-Photonensiebstruktur dienen. Die Applikation von diffraktiven optischen Elementen mittels Elektronenstrahlolithographie auf Glasflächen ist möglich. Da in diesem Fall die konkav geformte Fläche der Matrize mit dem DOE ausgerüstet wird, treten die Schwierigkeiten bei der Applikation des Photolackes nicht auf. Damit stellt die Produktion entsprechender Matrizen, die die Nahwirkung in den bekannten Abstufungen (siehe Abschnitt 13.1) über diffraktive Strukturen erzeugen eine gute Möglichkeit dar, auch solch anspruchsvolle Optiken schnell und kostengünstig herzustellen. Die Kombination mit der Patrize erlaubt die Erzeugung der gewünschten refraktiven Grundwirkung der Kontaktlinse. Da es sich bei den Formen um Metalle handelt, können diese über einen sehr langen Zeitraum genutzt werden und erlauben es, die Optiken mit ausgezeichneter Reproduzierbarkeit herzustellen.

13.2 Anwendung als Negativmaske für das Herstellen weicher Kontaktlinsen mit dem Formgieß-Verfahren

13.2.1 Verfügbare Technologie

Seit den 1990er Jahren gibt es zur Herstellung von weichen Kontaktlinsen mit dem Formgieß-Verfahren eine effiziente Methode, die eine kostengünstige Massenproduktion dieser Linsenart ermöglichte. Diese Fertigungstechnik hat zu einem niedrigen Stückpreis und somit zu einem wahren Siegeszug der Weichlinse geführt, so dass die so produzierten Kontaktlinsen derzeit den Hauptanteil der abgegebenen Linsen ausmachen.

Die dazu verwendeten Gießformen sind üblicherweise zweiteilig und bestehen ähnlich wie die Formen für das Pressschmelzverfahren formstabiler Kontaktlinsen aus einem Patrizien- und einem Matrizenteil. Im zusammengefügt Zustand begrenzen diese Formgebungsflächen ein definiertes Volumen, das für die Herstellung einer Kontaktlinse in diesem Fall mit einem flüssigen Monomer gefüllt ist. Um zu gewährleisten, dass die Geometrien der Formgebungsflächen exakt und reproduzierbar auf die Kontaktlinsenvorder- und Kontaktlinsenrückseite übertragen werden, wird sichergestellt, dass sich die beiden Gießformhälften nicht voneinander lösen oder gegeneinander verschieben. Es muss eine konstante Schließkraft aufrechterhalten werden. Die Gießformhälften werden dazu über Zentrierhilfen und Klemmen fixiert und es wird ein konstanter Druck ausgeübt, um den Schwund bei Polymerisation auszugleichen. Die Polymerisation wird durch die Einstrahlung von UV-Licht oder Mikrowellen ausgelöst. Anschließend werden die Linsen entnommen, kontrolliert, in 0.9%-iger Kochsalzlösung autoklaviert und verpackt.

13.2.2 Neue Technologie

Als neuer Ansatz für die Massenfertigung weicher, multifokaler Linsen könnte auch hier die Fertigung der Matrize mit einer Phasen-Zonenplattenstruktur oder Phasen-Photonensiebstruktur dienen. Die Gießformen sind herstellerabhängig entweder aus Quarzglas oder aus Kunststoff hergestellt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde festgestellt, dass die Applikation von diffraktiven optischen Elementen mittels Elektronenstrahlithographie sowohl auf Quarzglas wie auch auf Kunststoff möglich ist. Werden auch hier die Matrizen mit diffraktiv wirkenden Strukturen versehen, können auch solch anspruchsvolle Optiken schnell und kostengünstig produziert

werden. Auch hier können die Gießformen zur Erzeugung einer Vielzahl von Kontaktlinsen dienen.

14 Anhang: Weitere Abbildungen zur Berechnung, Fertigung und Kontrolle der DOE

14.1 Abbildungen aus verschiedenen Fertigungsstufen

Die folgenden Abbildungen zeigen Zwischenstufen in der Fertigung der Maskendesigns 1 = Zonenplatte, 2 = wellenlängenoptimierte Zonenplatte und 3 = Photonensieb auf Silizium, Quarzglasplatten und Kontaktlinsen.

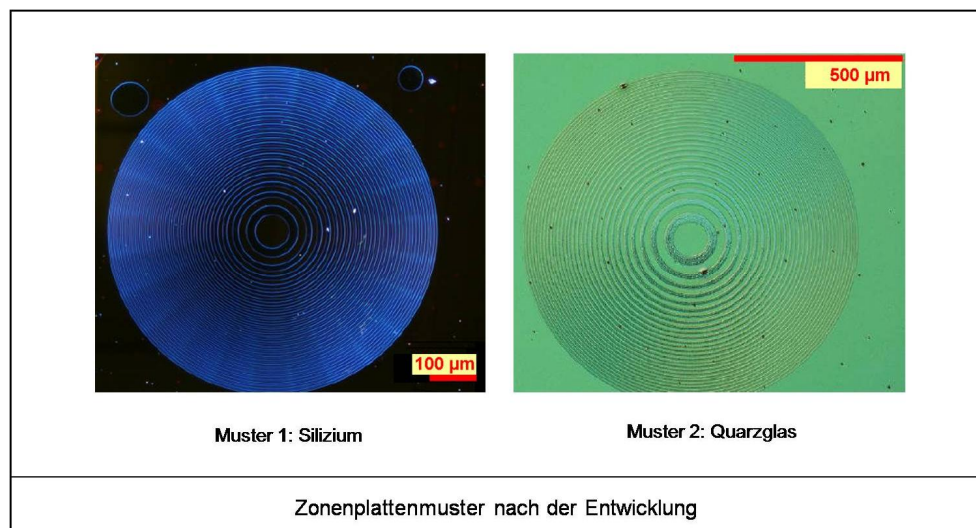


Abb. 100: Lichtmikroskopische Aufnahme der DOE, vergl. Jin⁵²

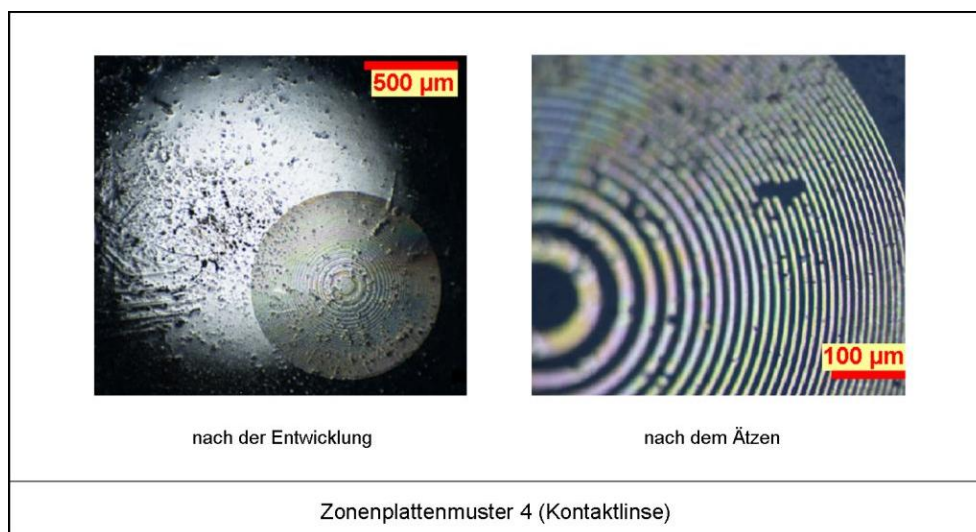


Abb. 101: Lichtmikroskopische Aufnahme der DOE, vergl. Jin⁵²

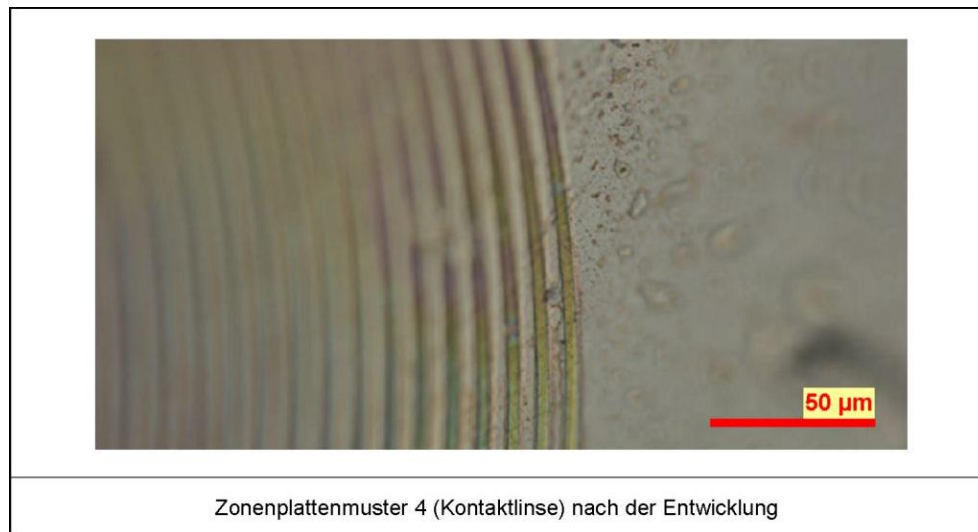


Abb. 102: Lichtmikroskopische Aufnahme der DOE, vergl. Jin⁵²

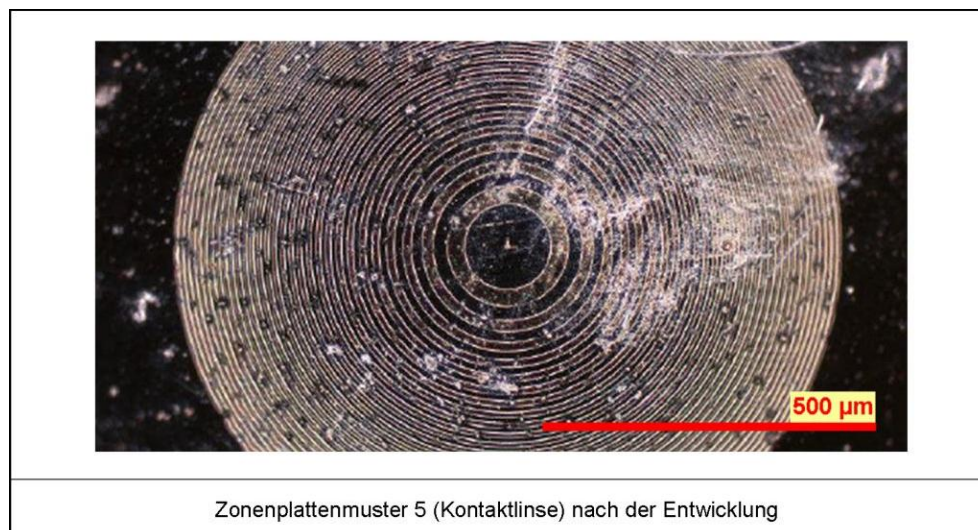


Abb. 103: Lichtmikroskopische Aufnahme der DOE, vergl. Jin⁵²

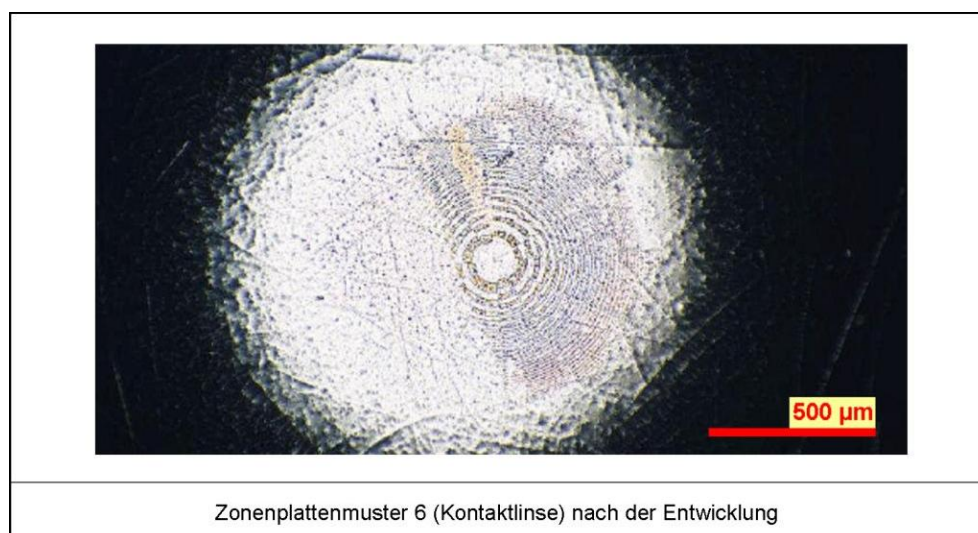


Abb. 104: Lichtmikroskopische Aufnahme der segmentierten DOE, vergl. Jin⁵²

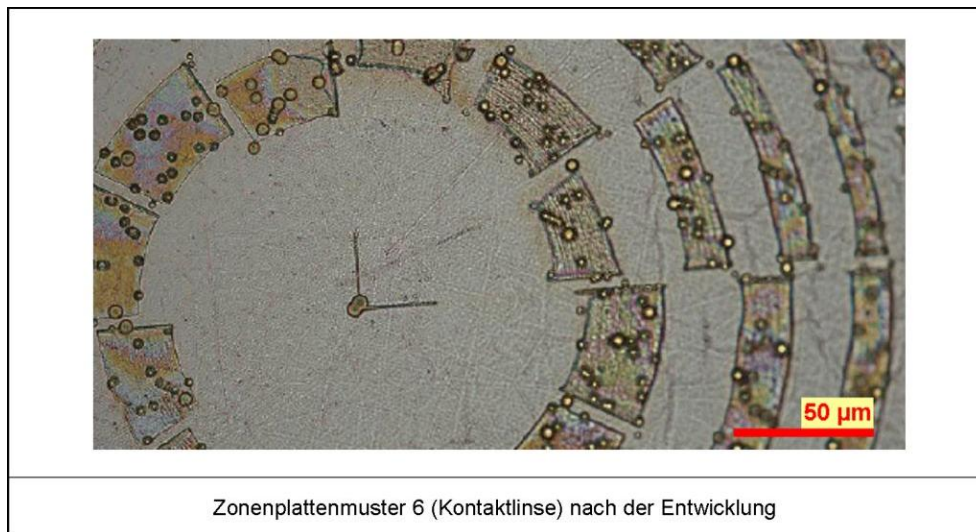


Abb. 105: Lichtmikroskopische Aufnahme der segmentierten DOE, vergl. Jin⁵²

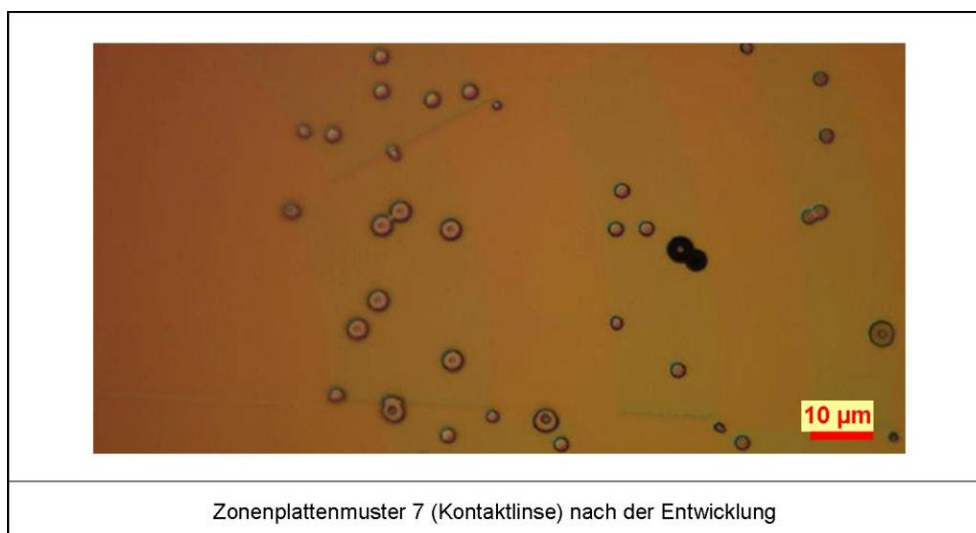


Abb. 106: Lichtmikroskopische Aufnahme der segmentierten DOE, vergl. Jin⁵²

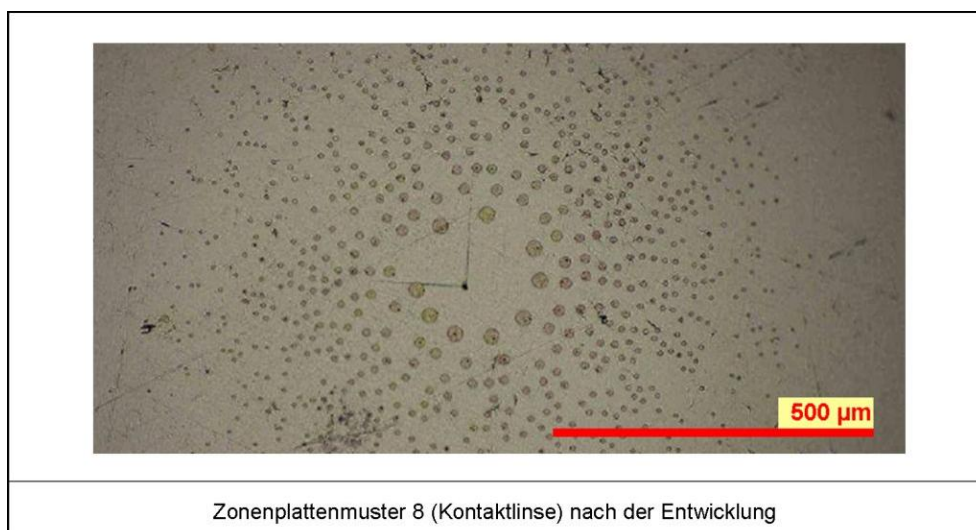


Abb. 107: Lichtmikroskopische Aufnahme des Photonensiebes, vergl. Jin⁵²

14.2 Abbildungen der optischen Messstrecke

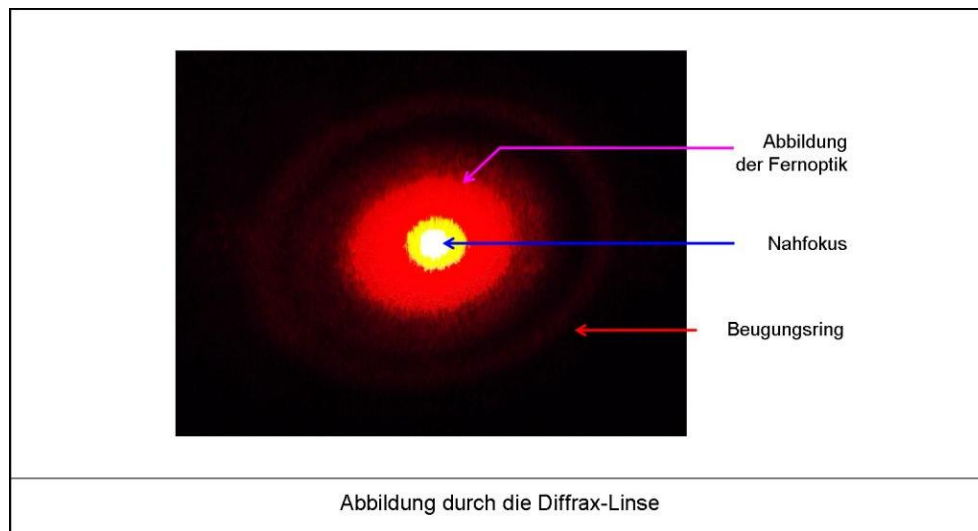


Abb. 108: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

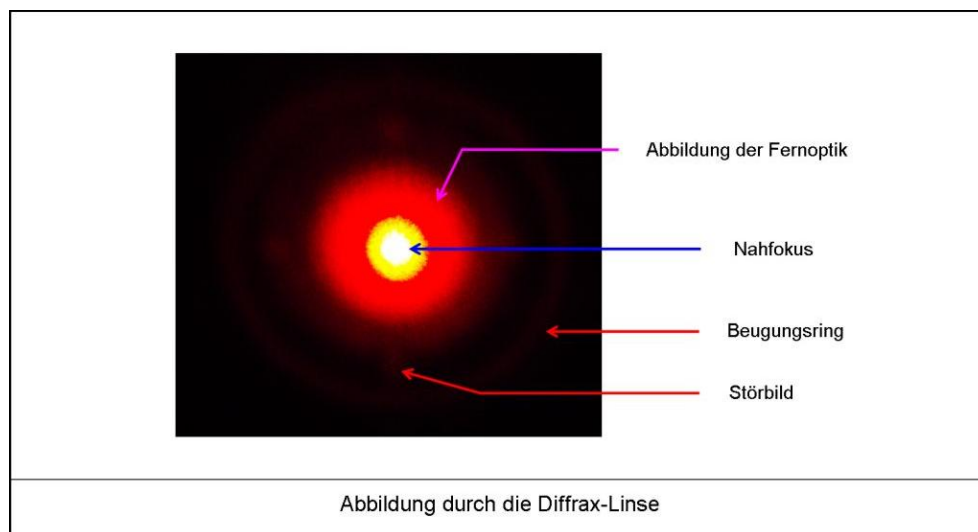


Abb. 109: Detailaufnahmen der Messstrecke im optischen Labor

14.3 Abbildung MS Excel Arbeitsblatt zur Kalkulation der DOE

Eingabefelder:		Nebenrechnungsfelder:	
Wellenlänge:	555 nm	0,000555 mm	2λ 0,00111 mm
Dioptrie:	2 dpt	500 mm	

Höhe p von Mitte der Optik		Durchmesser Ringzone	
p1	0,7450 mm	*2 =	1,4900 mm
p2	1,0536 mm	*2 =	2,1071 mm
p3	1,2903 mm	*2 =	2,5807 mm
p4	1,4900 mm	*2 =	2,9799 mm
p5	1,6658 mm	*2 =	3,3317 mm
p6	1,8248 mm	*2 =	3,6497 mm
p7	1,9710 mm	*2 =	3,9421 mm
p8	2,1071 mm	*2 =	4,2143 mm
p9	2,2349 mm	*2 =	4,4699 mm
p10	2,3558 mm	*2 =	4,7117 mm
p11	2,4708 mm	*2 =	4,9417 mm
p12	2,5807 mm	*2 =	5,1614 mm
p13	2,6861 mm	*2 =	5,3722 mm
p14	2,7875 mm	*2 =	5,5749 mm
p15	2,8853 mm	*2 =	5,7706 mm
p16	2,9799 mm	*2 =	5,9599 mm
p17	3,0716 mm	*2 =	6,1433 mm
p18	3,1607 mm	*2 =	6,3214 mm
p19	3,2473 mm	*2 =	6,4946 mm
p20	3,3317 mm	*2 =	6,6633 mm
p21	3,4139 mm	*2 =	6,8279 mm
p22	3,4943 mm	*2 =	6,9886 mm
p23	3,5728 mm	*2 =	7,1456 mm
p24	3,6497 mm	*2 =	7,2993 mm
p25	3,7249 mm	*2 =	7,4498 mm
p26	3,7987 mm	*2 =	7,5974 mm
p27	3,8710 mm	*2 =	7,7421 mm
p28	3,9421 mm	*2 =	7,8842 mm
p29	4,0119 mm	*2 =	8,0237 mm
p30	4,0804 mm	*2 =	8,1609 mm
p31	4,1479 mm	*2 =	8,2958 mm
p32	4,2143 mm	*2 =	8,4285 mm
p33	4,2796 mm	*2 =	8,5592 mm
p34	4,3440 mm	*2 =	8,6879 mm
p35	4,4074 mm	*2 =	8,8148 mm
p36	4,4699 mm	*2 =	8,9398 mm
p37	4,5316 mm	*2 =	9,0631 mm
p38	4,5924 mm	*2 =	9,1848 mm
p39	4,6524 mm	*2 =	9,3048 mm
p40	4,7117 mm	*2 =	9,4234 mm
p41	4,7702 mm	*2 =	9,5404 mm
p42	4,8280 mm	*2 =	9,6561 mm
p43	4,8852 mm	*2 =	9,7704 mm
p44	4,9417 mm	*2 =	9,8833 mm
p45	4,9975 mm	*2 =	9,9950 mm

15 Danksagungen

Ich möchte mich hiermit ganz herzlich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Prof. Dr. Rainer Adelong danke ich für die intensive Betreuung, seine ständige Bereitschaft, die vielen fruchtbaren Diskussionen und die Offenheit, als Doktorvater für eine Promotion zu agieren, die zu einem großen Teil mit einem anderen Fachbereich interagiert.

Prof. Dr. Lutz Kipp, Dr. Matthias Kalläne und Dr. Kai Rossnagel danke ich für die vielen Anregungen, Treffen und Unterstützungen zu den Themen Optik und Photonensiebe. Insbesondere Dr. Kalläne sei an dieser Stelle für die Programmierung der Photonensiebe als Maskenvorlagen und die Simulation der Beugungsphänomene an der menschlichen Pupille gedankt.

Prof. Dr. Eckhard Quandt und den Mitarbeitern seiner AG, des Kieler Nano-Labors, danke ich für die Möglichkeit, für diese Arbeit den Reinraum und die Instrumente zur Elektronenstrahlolithographie nutzen zu können, sowie die fortwährende Hilfe bei Vorbereitung und Durchführung der Reinraumtechniken.

Xin Jin danke ich besonders für einen regen thematischen Austausch sowie einen großen Teil der durchgeführten Experimente, die auch im Rahmen ihrer Masterarbeit an der Technischen Fakultät der CAU entstanden sind.

Dawit Gedamu danke ich für die Hilfestellung im Rahmen der technischen Umsetzung der Elektronenstrahlolithographie.

Doreen Wierzma, von der Firma Jenalens Kontaktlinsen Technologie, sei an dieser Stelle ganz herzlich für die unkomplizierte Bereitstellung der bearbeiteten Kontaktlinsen, sowie der multifokalen Kontaktlinsen gedankt. Ohne ihren Einsatz hätten die Experimente nicht durchgeführt werden können.

Markus Lüchinger, von der Firma Falco Contactlinsen AG, danke ich für die Anfertigung der Blendenstrukturen mittels Tampondruckverfahren, sowie die Bereitstellung der Kontaktlinsen. Ohne diese Hilfe hätte ein wesentlicher Aspekt der Arbeit nicht geprüft werden können.

Lothar Haase, von der Firma Wöhlk Contactlinsen, danke ich für die Erlaubnis zur Nutzung der Bilder über die Herstellung formstabiler Kontaktlinsen im Press-Schmelzverfahren.

Prof. Dr. Mohammed Al-Tikriti, Western University of Health Sciences, Pomona, USA danke ich für die Möglichkeit, den Arbeitsplatz zur Präzisionsmikroskopie im Histologielabor uneingeschränkt nutzen zu können.

Meiner Familie danke ich ganz besonders für die starke stetige Unterstützung und die Akzeptanz, dass viele Stunden des gemeinsamen Familienlebens reduziert wurden. Ohne ihre Hilfe wäre diese ganze Arbeit nicht möglich gewesen.

16 Literaturverzeichnis

1. Abbott RL. Medical malpractice predictors and risk factors for ophthalmologists performing LASIK and PRK surgery. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 2003;101:239-274.
2. Allen PM, Radhakrishnan H, Rae S, et al. Aberration Control and Vision Training as an Effective Means of Improving Accommodation in Individuals with Myopia. *Invest Ophth Vis Sci.* Nov 2009;50(11):5120-5129.
3. Aller TA, Wildsoet C. Bifocal soft contact lenses as a possible myopia control treatment: a case report involving identical twins. *Clin Exp Optom.* Jul 2008;91(4):394-399.
4. Andersen G. Large optical photon sieve. *Opt Lett.* Nov 15 2005;30(22):2976-2978.
5. Artal P, Derrington AM, Colombo E. Refraction, Aliasing, and the Absence of Motion Reversals in Peripheral-Vision. *Vision Research.* Apr 1995;35(7):939-947.
6. Atchison DA, Smith G, Efron N. The effect of pupil size on visual acuity in uncorrected and corrected myopia. *Am J Optom Physiol Opt.* May 1979;56(5):315-323.
7. Atchison DA, Smith G, Waterworth MD. Theoretical effect of refractive error and accommodation on longitudinal chromatic aberration of the human eye. *Optom Vis Sci.* Sep 1993;70(9):716-722.
8. Atchison DA, Thibos LN. Diffractive Properties of the Diffrax(R) Bifocal Contact-Lens. *Ophthal Physiol Opt.* Apr 1993;13(2):186-188.
9. Atchison DA, Smith G. *Optics of the Human Eye.* Oxford, Auckland, Boston, Johannesburg, Melbourne, New Delhi: Butterworth Heinemann; 2002.
10. Bach M, Kommerell G. [Determining visual acuity using European normal values: scientific principles and possibilities for automatic measurement]. *Klin Monbl Augenheilkd.* Apr 1998;212(4):190-195.
11. Bedford RE, Wysecki G. Axial chromatic aberration of the human eye. *J Opt Soc Am.* Jun 1957;47(6):564-565.
12. Benjamin WJ, Rasmussen MA. Oxygen consumption of the superior cornea following eyelid closure. *Acta Ophthalmol (Copenh).* Jun 1988;66(3):309-312.
13. Berntsen DA, Barr JT, Mitchell GL. Higher-order aberration changes after corneal refractive therapy (CRT). *Invest Ophth Vis Sci.* Apr 2004;45:U577-U577.

14. Bradley A, Hong X, Thibos LN, Cheng X, Miller DT, Grp IAS. The statistics of monochromatic aberrations from 200 healthy young eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* Mar 15 2001;42(4):S161-S161.
15. BrewerScience. Spin Coater Theory. 2009; <http://www.brewerscience.com/research/processing-theory/spin-coater-theory/>
16. Bron AJ, Vrensen GF, Koretz J, Maraini G, Harding JJ. The ageing lens. *Ophthalmologica.* Jan-Feb 2000;214(1):86-104.
17. Campbell FW, Gregory AH. Effect of size of pupil on visual acuity. *Nature.* Sep 24 1960;187:1121-1123.
18. Chan C, Smith G, Jacobs RJ. Simulating refractive errors: source and observer methods. *Am J Optom Physiol Opt.* Mar 1985;62(3):207-216.
19. Charman WN, Radhakrishnan H. Accommodation, pupil diameter and myopia. *Ophthalm Physiol Opt.* Jan 2009;29(1):72-79.
20. Chui TY, Song H, Burns SA. Individual variations in human cone photoreceptor packing density: variations with refractive error. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* Oct 2008;49(10):4679-4687.
21. Cooper DP, Pease PL. Longitudinal chromatic aberration of the human eye and wavelength in focus. *Am J Optom Physiol Opt.* Feb 1988;65(2):99-107.
22. Croft MA, Glasser A, Kaufman PL. Accommodation and presbyopia. *Int Ophthalmol Clin.* Spring 2001;41(2):33-46.
23. Curtin BJ, Iwamoto T, Renaldo DP. Normal and staphylomatous sclera of high myopia. An electron microscopic study. *Arch Ophthalmol.* May 1979;97(5):912-915.
24. Dietze HH. *Die optometrische Untersuchung.* Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2008.
25. Drake RL, Vogl AW, Mitchell AWM. *Gray's Anatomy for Students.* 2nd ed. Philadelphia: Churchill Livingstone Elsevier; 2010.
26. Drasdo N, Fowler CW. Non-linear projection of the retinal image in a wide-angle schematic eye. *Br J Ophthalmol.* Aug 1974;58(8):709-714.
27. Edwards MH, Li RW, Lam CS, Lew JK, Yu BS. The Hong Kong progressive lens myopia control study: study design and main findings. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* Sep 2002;43(9):2852-2858.
28. Ellerbrock VJ. The role of toric surfaces in contact lens practice. *Am J Optom Arch Am Acad Optom.* Aug 1963;40(8):439-446.
29. Englisch A, Hartmann U. Lichtausbreitung in Metallen? *Magazin Forschung.* 2004(Feb):15-19.

30. Escudero-Sanz I, Navarro R. Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. Aug 1999;16(8):1881-1891.
31. Falstad P. Fresnel Diffraction Applet. 2009; <http://www.falstad.com/diffraction/>
32. Foell H. Physical Processes for Layer Deposition. *Electronic Materials, Hyperscript*. Technische Fakultät der Universität Kiel, Allgemeine Materialwissenschaften 2009.
33. Franssen L, Taberner J, Coppens JE, van den Berg TJ. Pupil size and retinal straylight in the normal eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. May 2007;48(5):2375-2382.
34. Freeman MH, Hull CC. *Optics*. 11 ed. Edinburgh, London, New York, Oxford, Philadelphia, St. Louis, Sydney, Toronto: Butterworth Heinemann; 2003.
35. Gilmartin B, Hogan RE. The magnitude of longitudinal chromatic aberration of the human eye between 458 and 633 nm. *Vision Res*. 1985;25(11):1747-1753.
36. Grehn F. *Augenheilkunde*. 28th ed: Springer; 2003.
37. Grimm W, Rassow B, Wesemann W, Saur K, Hiltz R. Correlation of optotypes with the Landolt ring--a fresh look at the comparability of optotypes. *Optom Vis Sci*. Jan 1994;71(1):6-13.
38. Grimsehl E, Schallreuter W, Haferkorn H. *Lehrbuch der Physik*. 17 ed. Leipzig: BSB B. G. Teubner Verlagsgesellschaft; 1982.
39. Grosvenor T, Goss DA. *Clinical Management of Myopia*. Boston, Oxford, Auckland, Johannesburg, Melbourne, New Delhi: Butterworth Heinemann; 1999.
40. Grytz R, Meschke G. A computational remodeling approach to predict the physiological architecture of the collagen fibril network in corneo-scleral shells. *Biomech Model Mechanobiol*. Oct 4 2009.
41. Guirao A, Artal P. Corneal wave aberration from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. Jun 2000;17(6):955-965.
42. Harris P. *Art & Science of Behavioral Optometry: Optometric Extension Program Foundation*; 2009.
43. Harris P. *The McDonald Test Chart. Optometric Extension Program Foundation* 2009.
44. Hartmann U. *Elektronenstrahlolithographie. Fortgeschrittenenpraktikum: Universität des Saarlandes, Institut für Experimentalphysik*; 2009.
45. Hasebe S, Nakatsuka C, Hamasaki I, Ohtsuki H. Downward deviation of progressive addition lenses in a myopia control trial. *Ophthalmic Physiol Opt*. Jul 2005;25(4):310-314.

-
46. Hofeldt AJ, Weiss MJ. Potential acuity pinhole. *Ophthalmology*. Apr 2000;107(4):623-624.
 47. Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon JL, Williams DR. Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. Mar 2001;18(3):497-506.
 48. Hong X, Thibos LN, Bradley A, et al. Impact of monochromatic aberrations on polychromatic image quality and vision. *Invest Ophth Vis Sci*. Mar 15 2001;42(4):S162-S162.
 49. Howarth PA, Bradley A. The longitudinal chromatic aberration of the human eye, and its correction. *Vision Res*. 1986;26(2):361-366.
 50. Hung GK, Ciuffreda KJ. Incremental retinal-defocus theory of myopia development--schematic analysis and computer simulation. *Comput Biol Med*. Jul 2007;37(7):930-946.
 51. Ip JM, Saw SM, Rose KA, et al. Role of near work in myopia: findings in a sample of Australian school children. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. Jul 2008;49(7):2903-2910.
 52. Jin X. Diffractive Optics on Contact Lenses. *Im Rahmen dieser Doktorarbeit betreute Masterarbeit*. Technische Fakultät, Universität Kiel; 2009.
 53. Kalläne M. Persönliche Information; eigene Konstruktionsrechnungen: Institut für Experimentelle und Angewandte Physik der Universität Kiel; 2009.
 54. Kato N, Toda I, Hori-Komai Y, Sakai C, Tsubota K. Five-year outcome of LASIK for myopia. *Ophthalmology*. May 2008;115(5):839-844 e832.
 55. Katz M. *Introduction to Geometrical Optics*. New Jersey, London, Singapore, Hong Kong: World Scientific; 2002.
 56. Keller PM. *Untersuchung der Pupillenreaktion und -oszillation an einem Normkollektiv mittels Compact Integrated Pupillograph (CIP) der Firma AMTech*. Bochum: Medizinische Fakultät, Ruhr Universität Bochum; 2004.
 57. Kipp L. Focusing soft X-Rays with Photon Sieves. <http://www.photonsieve.de/>: Institut für Experimentelle und Angewandte Physik der Universität Kiel; 2001.
 58. Kipp L, Skibowski M, Johnson RL, et al. Sharper images by focusing soft X-rays with photon sieves. *Nature*. Nov 8 2001;414(6860):184-188.
 59. Kniestedt C, Stamper RL. Visual acuity and its measurement. *Ophthalmol Clin North Am*. Jun 2003;16(2):155-170, v.
 60. Komai Y, Ushiki T. The three-dimensional organization of collagen fibrils in the human cornea and sclera. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. Jul 1991;32(8):2244-2258.
 61. Kooijman AC. Light distribution on the retina of a wide-angle theoretical eye. *J Opt Soc Am*. Nov 1983;73(11):1544-1550.

62. Kottler UB, Dick HB, Augustin AJ. [Is a cataract avoidable? Current status with special emphasis on the pathophysiology of oxidative lens damage, nutritional factors, and the ARED study]. *Ophthalmologe*. Mar 2003;100(3):190-196.
63. Kreiner CF. *Kontaktlinsen-Chemie*. 2nd ed. Heidelberg: Median Verlag; 1984.
64. Larrea X, Buchler P. A transient diffusion model of the cornea for the assessment of oxygen diffusivity and consumption. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. Mar 2009;50(3):1076-1080.
65. Lawrence MS, Azar DT. Myopia and models and mechanisms of refractive error control. *Ophthalmol Clin North Am*. Mar 2002;15(1):127-133.
66. Lensky AV. Cat's pupil and apodization. *Opt Spectrosc+*. Nov 2009;107(5):773-774.
67. Lerman S. *Radiant Energy and the Eye*. New York: Mac Millan/ McGraw-Hill; 1980.
68. Liou HL, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. Aug 1997;14(8):1684-1695.
69. Liu HY, Owen G. The Effect of Resist Contrast on Linewidth Error Induced by E-Beam Proximity Exposure. *J Vac Sci Technol B*. Nov-Dec 1990;8(6):1872-1876.
70. Lotmar W. A theoretical model for the eye of new-born infants. *Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol*. Feb 4 1976;198(2):179-185.
71. Lu F, Zhou X, Jiang L, et al. Axial myopia induced by hyperopic defocus in guinea pigs: A detailed assessment on susceptibility and recovery. *Exp Eye Res*. Jun 15 2009;89(1):101-108.
72. Marshall GE, Konstas AG, Lee WR. Collagens in the aged human macular sclera. *Curr Eye Res*. Feb 1993;12(2):143-153.
73. Marshall GE, Konstas AG, Lee WR. Collagens in ocular tissues. *Br J Ophthalmol*. Aug 1993;77(8):515-524.
74. McBrien NA, Young TL, Pang CP, et al. Myopia: Recent Advances in Molecular Studies; Prevalence, Progression and Risk Factors; Emmetropization; Therapies; Optical Links; Peripheral Refraction; Sclera and Ocular Growth; Signalling Cascades; and Animal Models. *Optom Vis Sci*. Dec 19 2008.
75. McCarthy CS, Megaw P, Devadas M, Morgan IG. Dopaminergic agents affect the ability of brief periods of normal vision to prevent form-deprivation myopia. *Exp Eye Res*. Jan 2007;84(1):100-107.
76. McLeod SD. Overnight orthokeratology and corneal infection risk in children. *Arch Ophthalmol*. May 2007;125(5):688-689.

-
77. Meek KM, Fullwood NJ. Corneal and scleral collagens--a microscopist's perspective. *Micron*. Apr 2001;32(3):261-272.
 78. Meek KM, Boote C. The use of X-ray scattering techniques to quantify the orientation and distribution of collagen in the corneal stroma. *Prog Retin Eye Res*. Sep 2009;28(5):369-392.
 79. Menon R, Gil D, Barbastathis G, Smith HI. Photon-sieve lithography. *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision*. Feb 2005;22(2):342-345.
 80. Millodot M, Johnson CA, Lamont A, Leibowitz HW. Effect of dioptics on peripheral visual acuity. *Vision Res*. Dec 1975;15(12):1357-1362.
 81. Morrison RJ. Contact Lenses and the Progression of Myopia. *Optom Weekly*. 1956 1956;47:1487-1488.
 82. Morrison RJ. The use of contact lenses in adolescent myopic patients. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*. Mar 1960;37:165-168.
 83. Munoz G, Albarran-Diego C, Montes-Mico R, Rodriguez-Galietero A, Alio JL. Spherical aberration and contrast sensitivity after cataract surgery with the Tecnis Z9000 intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. Aug 2006;32(8):1320-1327.
 84. Negishi K, Kumanomido T, Utsumi Y, Tsubota K. Effect of higher-order aberrations on visual function in keratoconic eyes with a rigid gas permeable contact lens. *Am J Ophthalmol*. Dec 2007;144(6):924-929.
 85. O'Shea DC, Suleski TJ, Kathman AD, Prather DW. *Diffraction Optics - Design, Fabrication, and Test*. Vol TT62. Bellingham, Washington: SPIE Press; 2004.
 86. Panda-Jonas S, Jonas JB, Jakobczyk-Zmija M. Retinal photoreceptor density decreases with age. *Ophthalmology*. Dec 1995;102(12):1853-1859.
 87. Pesudovs K. Wavefront aberration outcomes of LASIK for high myopia and high hyperopia. *J Refract Surg*. Sep-Oct 2005;21(5):S508-512.
 88. Porter G, Tales A, Troscianko T, Wilcock G, Haworth J, Leonards U. New insights into feature and conjunction search: I. Evidence from pupil size, eye movements and ageing. *Cortex*. Jun 12 2009.
 89. Rasmussen OD. Myopia control by refractive techniques; methods of control: prevention, suppression, reduction, alleviation. *Opt J Rev Optom*. Aug 1 1951;88(15):25-29.
 90. Rasso B, Wang Y. [Correlation of letter optotypes with Landholt ring for different degrees of visual acuity]. *Klin Monbl Augenheilkd*. Aug 1999;215(2):119-126.
 91. Rucker FJ, Kruger PB. The role of short-wavelength sensitive cones and

- chromatic aberration in the response to stationary and step accommodation stimuli. *Vision Res.* Jan 2004;44(2):197-208.
92. Sanislo S, Wicker D, Green DG. Contrast sensitivity measurements with the Echelon diffractive bifocal contact lens as compared to bifocal spectacles. *CLAO J.* Jul 1992;18(3):161-164.
93. Saw SM, Zhang MZ, Hong RZ, Fu ZF, Pang MH, Tan DT. Near-work activity, night-lights, and myopia in the Singapore-China study. *Arch Ophthalmol.* May 2002;120(5):620-627.
94. Schultz DS, Lotz JC, Lee SM, Trinidad ML, Stewart JM. Structural factors that mediate scleral stiffness. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* Oct 2008;49(10):4232-4236.
95. Schwiegerling JT. *Visual Performance Prediction using schematic Eye Models*: Optical Sciences, The University of Arizona; 1995.
96. Seidemann A, Schaeffel F. Effects of longitudinal chromatic aberration on accommodation and emmetropization. *Vision Res.* Sep 2002;42(21):2409-2417.
97. Sharma M, Wachler BS, Chan CC. Higher order aberrations and relative risk of symptoms after LASIK. *J Refract Surg.* Mar 2007;23(3):252-256.
98. Shoja MR, Besharati MR. Dry eye after LASIK for myopia: Incidence and risk factors. *Eur J Ophthalmol.* Jan-Feb 2007;17(1):1-6.
99. Sireteanu R, Fronius M, Constantinescu DH. The development of visual acuity in the peripheral visual field of human infants: binocular and monocular measurements. *Vision Res.* Jun 1994;34(12):1659-1671.
100. Smith EL, 3rd, Hung LF, Kee CS, Qiao Y. Effects of brief periods of unrestricted vision on the development of form-deprivation myopia in monkeys. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* Feb 2002;43(2):291-299.
101. Smith EL, 3rd, Ramamirtham R, Qiao-Grider Y, et al. Effects of foveal ablation on emmetropization and form-deprivation myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* Sep 2007;48(9):3914-3922.
102. Smith G. Refraction and visual acuity measurements: what are their measurement uncertainties? *Clin Exp Optom.* Mar 2006;89(2):66-72.
103. Sorbara L, Fonn D, Simpson T, Lu F, Kort R. Reduction of myopia from corneal refractive therapy. *Optom Vis Sci.* Jun 2005;82(6):512-518.
104. Spors F. Seminarunterlagen Orthokeratologie: Jenalens Kontaktlinsen Technologie GmbH; 2004.
105. Spors F. Seminarunterlagen zur Physiologischen Optik. *Visuelle Wahrnehmung*. Fielmann Akademie Schloss Ploen 2007.
106. Spors F. Seminarunterlagen Neue Kontaktlinsenmaterialien. *Faktoren zur*

-
- erfolgreichen Orthokeratologie.* Wissenschaftliche Vereinigung fuer Augenoptik und Optometrie, LG M/V 2007.
107. Spors F, Wulf S, Ritsche A, Grein HJ. Anpassung eines neue Kontaktlinsentyps bei pelluzider marginaler Degeneration der Hornhaut. *Die Kontaktlinse.* 2008 2008;1-2:2-8.
 108. Spors F. Seminarunterlagen Neue Konzepte zur Korrektur der Presbyopie. *Grenzen der Sehleistung bei der Korrektur von Sehfehlern.* Wissenschaftliche Vereinigung fuer Augenoptik und Optometrie, LG M/V 2009.
 109. Spors F. Seminarunterlagen Geometrical Optics. *Vision Science I.* Western University of Health Sciences, College of Optometry 2009.
 110. Spors F. Seminarunterlagen Visual Perception. *Principles and Practice in Optometry III, Guest Lecture.* Western University of Health Sciences, College of Optometry 2009.
 111. Spors F. Seminarunterlagen Physical Optics. *Vision Science II.* Western University of Health Sciences, College of Optometry 2009.
 112. Stark LR, Atchison DA. Pupil size, mean accommodation response and the fluctuations of accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt.* Jul 1997;17(4):316-323.
 113. Trachtman JN, Giambalvo V, Dippner RF. Biofeedback training for myopia control. *Optom Vis Sci.* Mar 1992;69(3):252-254.
 114. Vasudevan B, Ciuffreda KJ. Additivity of near work-induced transient myopia and its decay characteristics in different refractive groups. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* Feb 2008;49(2):836-841.
 115. Wang J, Candy TR, Teel DF, Jacobs RJ. Longitudinal chromatic aberration of the human infant eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* Sep 2008;25(9):2263-2270.
 116. Wechsler S. Residual astigmatism in hard and soft contact lens wearers. *J Am Optom Assoc.* Apr 1978;49(4):431-434.
 117. Wertheim T. Peripheral visual acuity: Th. Wertheim. *Am J Optom Physiol Opt.* Dec 1980;57(12):915-924.
 118. Wesemann W. Die Grenzen der Sehschaerfe, Teil 2: Einfluss von Pupillengroesse und Beugung. *DOZ.* 2001 2001;9:28-32.
 119. Williams DR. Aliasing in Human Foveal Vision. *Vision Research.* 1985;25(2):195-205.
 120. Williams DR, Coletta NJ. Cone spacing and the visual resolution limit. *J Opt Soc Am A.* Aug 1987;4(8):1514-1523.
 121. Win-Hall DM, Glasser A. Objective accommodation measurements in

- pseudophakic subjects using an autorefractor and an aberrometer. *J Cataract Refract Surg.* Feb 2009;35(2):282-290.
- 122.** Wolffsohn JS, Ukai K, Gilmartin B. Dynamic measurement of accommodation and pupil size using the portable Grand Seiko FR-5000 autorefractor. *Optom Vis Sci.* May 2006;83(5):306-310.
- 123.** Wulf S. Kontaktlinsenlehre. Vol 1: Fielmann Akademie Schloss Ploen; 2007:398.
- 124.** Zalentein WN, Tervo TM, Holopainen JM. Seven-year follow-up of LASIK for myopia. *J Refract Surg.* Mar 2009;25(3):312-318.